UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Análise biomecânica do chute frontal *Mae geri*: cinemática, cinética e
transferência de energia entre os segmentos

Rafael Soncin Ribeiro

São Paulo
2018

RAFAEL SONCIN RIBEIRO

Análise biomecânica do chute frontal *Mae geri*: cinemática, cinética e
transferência de energia entre os segmentos

Tese apresentada à Escola de Educação
Física e Esporte da Universidade de São
Paulo, como requisito parcial para obtenção
do título de Doutor em Ciências

Área de Concentração: Estudos
Biodinâmicos da Educação Física e Esporte

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

São Paulo

2018

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Ribeiro, Rafael Soncin

Análise biomecânica do chute frontal *Mae geri*: cinemática,
cinética e transferência de energia mecânica entre os segmentos /
Rafael Soncin Ribeiro. – São Paulo : [s.n.], 2018.
74p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte da
Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

1. Karatê 2. Dinâmica 3. Trabalho 4. Potência
I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: RIBEIRO, Rafael Soncin

Título: Análise biomecânica do chute frontal *Mae geri*: cinemática, cinética e transferência de energia entre os segmentos

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico este trabalho aos meus maiores ídolos,

Ana e Antônio

Agradecimentos

Quero deixar meu agradecimento a todos que de alguma forma contribuíram não somente com esse trabalho, mas principalmente com o aprendizado durante essa valiosa jornada de cinco anos.

Agradeço acima de tudo aos meus pais, Antônio e Ana, meus maiores ídolos e meus exemplos de seres humanos. Obrigado por existirem em minha vida, por sempre estarem ao meu lado para tudo. Esse trabalho é para vocês!

Agradeço ao meu amigo lá de cima por me dar saúde e força para seguir sempre em frente.

Agradeço a minha irmã Jacqueline pelo apoio em todos os momentos, sempre com pro atividade incrível.

Agradeço a minha namorada Nana por me motivar e me dar força nos momentos mais difíceis, pela paciência e pelo carinho a todo minuto.

Obrigado ao professor Júlio Serrão pela confiança ao meu aceitar como orientando, por todos os ensinamentos, por cada orientação sempre engrandecedora, mas acima de tudo, por não deixar eu desistir no meio do caminho. Sou eternamente grato.

Obrigado ao Professor Amadio por ter a oportunidade de conviver com alguém de tamanha sabedoria e humildade. Obrigado por cada conselho e cada palavra, foram verdadeiros ensinamentos para a vida.

Obrigado ao Professor Irineu Loturco por estar sempre disponível e disposto a contribuir com a realização dessa pesquisa.

Obrigado Professor Ulysses por todas as contribuições no exame de qualificação.

Obrigado ao meu irmão Bruno Mezêncio por tudo, sem palavras para agradecer por tudo que fez ao longo de todos esses anos. Obrigado pela moradia, pelos ensinamentos, por toda ajuda na execução dessa tese, e acima de tudo, pela amizade verdadeira.

Obrigado a todos meus amigos do laboratório. Vocês foram determinantes para tornar essa jornada menos árdua. Obrigado por cada risada e por cada verdadeira “discussão”, mas sempre produtiva.

Obrigado ao Professor Mochi pelas dicas e conversas sempre construtivas.

Obrigado ao Mestre de karatê Haroldo Inazawa pela contribuição na seleção dos voluntários.

“Não obedecam ao que outros dizem só por terem a fama de sábios”

Galileu Galilei

RESUMO

RIBEIRO, RS. **Análise biomecânica do chute frontal *Mae geri***: cinemática, cinética e transferência de energia entre os segmentos, 2018. 74 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2018.

Introdução: No Karatê o chute frontal *Mae geri* é considerado uma técnica de simples execução, porém muito eficiente e muito utilizada em competições. Os fundamentos do Karatê descrevem que o melhor desempenho do chute será alcançado quando as forças de todas as partes do corpo forem utilizadas simultaneamente, do centro do corpo para as extremidades, o que parece ser suportado pelo princípio biomecânico de coordenação de impulsos parciais. Para que o chute seja eficiente e atinja a máxima velocidade, a transferência de energia mecânica entre os segmentos deve acontecer de tal maneira que os segmentos envolvidos no golpe se movimentem dentro de uma sequência no sentido proximal-distal. **Objetivos:** O presente estudo tem como objetivo geral avaliar parâmetros cinemáticos e cinéticos do *Mae geri* para compreender a dinâmica do golpe realizado por caratecas de diferentes níveis de treinamento. **Método:** Doze caratecas do grupo faixa preta ($12,75 \pm 8,91$ anos de prática) e sete caratecas do grupo faixa branca ($1,18 \pm 0,88$ anos de prática) executaram o *Mae geri*. Com os dados de cinemática dos segmentos (pelve, coxa, perna e pé) do membro inferior de ataque e de força de reação do solo foram calculadas as velocidades lineares, velocidades angulares, os torques, as potências e as transferências de energia entre os segmentos. **Resultados:** No grupo faixa preta as magnitudes de velocidade linear dos segmentos foram significativamente maiores do que no grupo faixa branca, resultando em menor duração total do golpe no grupo faixa preta. O *Mae geri* do grupo faixa preta é caracterizado no início do golpe por uma transferência de energia mecânica dos segmentos distais para os segmentos proximais de todas articulações analisadas (quadril, joelho e tornozelo), com maior magnitude de energia mecânica sendo transferida do pé para a perna, ainda com o pé no chão. Após tirar o pé de ataque do chão, a transferência de energia mecânica da coxa para a pelve apresenta um aumento de magnitude. No último terço do golpe, há uma transferência de energia mecânica da perna para a coxa na articulação do joelho e da perna para o pé na articulação do tornozelo. O grupo faixa branca tem um comportamento diferente de transferência de energia mecânica entre os segmentos comparado ao grupo faixa preta, principalmente no último terço do golpe. Além disso, magnitudes de geração de potência pelos músculos para os segmentos, de absorção de potência pelos músculos a partir dos segmentos e transferência de energia mecânica entre segmentos foram significativamente maiores no grupo faixa preta. **Conclusão:** Os resultados sugerem que a transferência de energia mecânica entre os segmentos permite que caratecas faixa preta executem o *Mae geri* de acordo com os princípios biomecânicos de coordenação dos impulsos parciais, respeitando uma sequência de movimentos no sentido proximal-distal. O nível de treinamento dos caratecas implica em diferenças no comportamento das velocidades dos segmentos e na transferência de energia entre os segmentos, o que influencia na eficiência e no desempenho do golpe.

Palavras-chave: karatê, dinâmica, trabalho mecânico, potência muscular, torque articular, velocidade

ABSTRACT

RIBEIRO, RS. **Biomechanical analysis of *Mae geri* frontal kick:** kinematics, kinetics and mechanical energy transfer between segments, 2018. 74 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2018.

Introduction: In karate the *Mae geri* front kick is considered a simple execution technique, however very efficient and widely used in competitions. The karate's fundamentals describe that the best kick performance will be achieved when the strengths of all parts of the body are used simultaneously, from the body's center to outside, which seems to be supported by the biomechanical principle of partial impulse coordination. In order for the kick to be efficient and reach maximum speed, the mechanical energy transfer between segments must occur in such a way that the segments involved in the stroke move within a sequence in the proximal-distal direction. **Purpose:** The present study has as general purpose to evaluate kinematic and kinetic parameters of the *Mae geri* to understand the dynamics of the stroke made by karate practitioners of different levels of training. **Method:** Twelve karate practitioners of black belt group ($12,75 \pm 8,91$ years of practice) and seven karate practitioners of white belt group ($1,18 \pm 0,88$ years of practice) performed the *Mae geri*. With the kinematics data of the segments (pelvis, thigh, leg and foot) of the lower attack member and the ground reaction force were calculated the linear velocities, angular velocities, the moments of force, the powers and the mechanical energy transfer between segments. **Results:** At black belt group the linear velocity magnitudes of segments were significantly higher than in the white belt group, resulting in a shorter total stroke duration in the black belt group. The *Mae geri* of the black belt group is characterized at the beginning of the stroke by a transfer of mechanical energy from the distal segments to the proximal segments of all joints analyzed (hip, knee and ankle), with higher magnitude of mechanical energy being transferred from the foot to the leg, still with the foot on the ground. After removing the attack foot on the ground, the mechanical energy transfer from the thigh to pelvis presents an increase of magnitude. At the last third of the stroke, there is a mechanical energy transfer from the leg to the thigh at the knee joint and from the leg to the foot at the ankle joint. The white belt group has a different behavior of mechanical energy transfer between the segments compared to the black belt group, specially at the last third of the stroke. Besides that, magnitudes of power generation by the muscles to the segments, power absorption by the muscles from the segments and mechanical energy transfer between segments were significantly higher in the black belt group. **Conclusion:** The results suggest that the transfer of mechanical energy between segments allows black belt karate practitioners perform the *Mae geri* according to the biomechanical principles of the coordination of partial impulses, respecting a sequence of movements in the proximal-distal direction. The training level of the karate practitioners implies in differences in the behavior of the velocities of the segments and in the mechanical energy transfer between segments, which influences the efficiency and the performance of the stroke.

Keywords: karate, dynamics, mechanical work, muscular power, joint moment, velocity

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	11
2.	OBJETIVO GERAL.....	14
2.1	Objetivos específicos.....	14
3.	REVISÃO DE LITERATURA	15
3.1	Fundamentos do Karatê	15
3.2	Características biomecânicas do Mae geri.....	17
3.2.1	Análise eletromiográfica do Mae geri	17
3.2.2	Análise cinemática do Mae geri	19
3.2.3	Análise cinética do Mae Geri	23
3.3	Transferência de energia mecânica entre os segmentos	25
4.	MATERIAL E MÉTODOS.....	30
4.1	Cuidados éticos.....	30
4.2	Amostra	30
4.3	Local de realização	31
4.4	Delineamento Experimental	31
4.5	Procedimentos	31
4.5.1	Protocolo dos testes	32
4.5.2	Instrumentos de medição	33
4.5.3	Modelo biomecânico	34
4.6	Geração, absorção e transferência de energia mecânica entre os segmentos	36
4.7	Variáveis de análise	40
4.7.1	Variáveis Cinemáticas	40
4.7.2	Variáveis Cinéticas	40
4.8	Procedimentos estatísticos	40
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	41
5.1	Análise das variáveis cinéticas e cinemáticas.....	41
5.2	Análise das transferências de energia entre os segmentos	54
5.2.1	Transferência de energia na articulação do quadril	54
5.2.2	Transferência de energia na articulação do joelho	57
5.2.3	Transferência de energia na articulação do tornozelo	62
5.3	Limitações do estudo	66
6.	CONCLUSÃO.....	68
	REFERÊNCIAS	69

1. INTRODUÇÃO

Modalidades esportivas de combate têm assumido um lugar de destaque no cenário esportivo mundial, sendo o Karatê uma das artes marciais mais praticadas e populares do mundo (CHAABÈNE et al., 2012).

O Karatê, palavra de origem japonesa que significa mãos vazias, foi desenvolvido no Japão em meados do século XVIII em resposta à necessidade do uso de técnicas de luta sem a utilização de armas (WORLD KARATE FEDERATION, 2017a). Os fundamentos do Karatê consistem em técnicas de defesa e de ataque, utilizando as mãos e os pés como armas (PEARSON, 1997).

Para que as técnicas básicas do soco e do chute se tornem eficientes, o máximo de força do golpe deve acontecer no instante de contato com o alvo, sendo portanto, dependente da velocidade com que a técnica é realizada (NAKAYAMA, 2004). Segundo os princípios do Karatê, para que o golpe atinja sua potência máxima é necessário usar as forças de todas as partes do corpo simultaneamente, iniciando no centro do corpo (abdômen e quadril) e terminando na mão e ou no pé (FUNAKOSHI, 1973; NAKAYAMA, 2004).

Segundo Hochmuth (1973), a velocidade máxima de uma extremidade distal (pé ou mão) é resultante da soma das velocidades parciais de cada segmento envolvido no movimento. Assim, seja com a mão ou com o pé que se pretende imprimir a maior velocidade, as partes envolvidas na produção tal movimento, devem chegar ao seu máximo no mesmo momento. Essa ordem com que os diferentes segmentos ou articulações iniciam seus movimentos direcionados a uma meta, é conhecido como “sequência proximal-distal” (PUTNAM, 1991, 1993). Essa sequência de movimento se inicia com um torque produzido nas articulações proximais, resultando em uma aceleração dos segmentos proximais, que em seguida serão acompanhados dos movimentos das articulações e segmentos mais distais (PUTNAM, 1991, 1993). Assim, realizar o golpe respeitando uma sequência de movimento dos segmentos no sentido proximal-distal parece um fator determinante para o desempenho.

Estudos com atletas de Karatê (SBRICCOLI et al., 2010; VENCESBRITO et al., 2014b), baseados em respostas eletromiográfica e de velocidades dos segmentos, sugerem que o chute frontal *Mae geri* acontece em uma sequência proximal-distal. Contudo, a amostra de ambos os estudos foi composta somente por caratecas faixa preta. Portanto, analisar se os caratecas faixa branca, iniciantes no Karatê, também respeitam essa sequência de movimentos pode ser um determinante para enxergar as diferenças biomecânicas no golpe em função do nível de treinamento que influenciam no desempenho.

O *Mae geri* é um chute frontal no karatê, considerado uma técnica de simples execução,

porém muito eficiente e muito utilizada em competições (DWORAK; DZIEWIECKI; MACZYNSKI, 2005). Por conseguinte, o *Mae geri* tem sido foco de grande parte das pesquisas científicas de caráter biomecânico realizadas com o karatê (CYNARSKI et al., 2018; DIACU, 2003; DWORAK; DZIEWIECKI; MACZYNSKI, 2005; GIANINO, 2010; JUNIOR, 2012; OLIVEIRA et al., 2009; PORTELA et al., 2014; POZO; BASTIEN; DIERICK, 2011; ROBERTSON et al., 2002; RODRIGUES; OLIVEIRA; BANJA, 2017; SBRICCOLI et al., 2010; SFORZA et al., 2002; VENCESBRITO et al., 2014a; WANG et al., 2013), as quais, em sua maioria, analisaram respostas eletromiográficas dos músculos envolvidos no golpe, parâmetros cinemáticos relacionados ao tempo e velocidade do golpe, e parâmetros dinâmicos relacionados à força de impacto e força de reação do solo durante o golpe.

Contudo, poucos estudos de caráter biomecânico sobre o *Mae geri* objetivaram comparar parâmetros relacionados ao desempenho entre diferentes grupos ou analisar parâmetros pontuais do golpe. Estudos que se propuseram a compreender as estratégias biomecânicas utilizadas pelos caratecas ao executar o *Mae geri* são escassos. Para que o golpe seja realizado em máxima velocidade, deve haver uma combinação adequada entre as potências produzidas em cada articulação, em função do torque produzido pelos músculos e a velocidade das articulação. Da mesma forma, durante os movimentos acontece uma transferência de energia entre os segmentos a fim de tornar o movimento mais eficiente (WINTER, 1990)

Estudos que objetivaram analisar potências articulares com o propósito de compreender a transferência de energia entre os segmentos, o fizeram durante a marcha (CALDWELL; FORRESTER, 1992; ELFTMAN, 1939a, 1939b; MORRISON, 1970; ROBERTSON; WINTER, 1980; SIEGEL; KEPPEL; STANHOPE, 2004; WINTER; ROBERTSON, 1978; YAMAZAKI; OHTA; OHGI, 2012). Sumarizando os resultados dos referidos estudos, pode-se identificar alguns comportamentos incomuns acerca da transferência de energia mecânica entre os segmentos durante a marcha. Após encontrado algum padrão, é possível analisar como diferentes grupos de indivíduos se aproximam desse perfil, permitindo então, sugerir quão eficientes ou próximos desse “padrão” estão para determinada tarefa.

A eficiência dos golpes no Karatê está associada à execução de movimentos precisos e rápidos, tanto de ataque como de defesa, a partir da percepção e interpretação de estímulos externos (SBRICCOLI et al., 2010). Na literatura foi encontrado um estudo que descreveu a potência das articulações do quadril e joelho durante o *Mae geri*. Contudo, não foram encontrados estudos que analisaram a transferência de energia mecânica entre os segmentos durante o *Mae geri*. Compreender como é caracterizada a transferência de energia mecânica entre os segmentos por caratecas experientes permitiria inferir nas estratégias adotadas pelos

mestres nos treinamentos para melhorar a técnica e a eficiência do golpe. Diante desses achados, por ser considerado um dos golpes mais simples e eficiente do karatê, o *Mae geri* é o foco do presente estudo.

Considerando que os estudos que analisaram as velocidades dos segmentos durante os chutes de artes marciais sugerem que o golpe acontece numa sequência no sentido proximal para distal, e que assim, e que isso pode influenciar no desempenho, esse estudo tem como hipóteses que: H1) a sequência proximal-distal durante a execução de o *Mae geri* é diferente entre caratecas faixa preta e faixa branca, H2) a transferência de energia mecânica durante a maior parte do *Mae geri* ocorre do segmento proximal para o segmento distal nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, H3) o comportamento da transferência de energia mecânica entre os segmentos é diferente entre os caratecas faixa preta e faixa branca.

2. OBJETIVO GERAL

Investigar parâmetros biomecânicos capazes de diferenciar o desempenho de caratecas faixa preta e faixa branca durante a execução do *Mae geri*

2.1 Objetivos específicos

- a) Comparar os parâmetros cinemáticos e cinéticos do *Mae geri* realizado por caratecas faixa preta e faixa branca
- b) Caracterizar a transferência de energia mecânica entre os segmentos durante o *Mae geri* realizado por caratecas faixa preta
- c) Investigar as possíveis diferenças entre caratecas faixa preta e faixa branca na transferência de energia mecânica entre os segmentos durante o *Mae geri*

3. REVISÃO DE LITERATURA

A partir da revisão pretende-se fundamentar o problema do estudo e identificar as lacunas na literatura. Para tanto, serão abordados neste capítulo, Fundamentos do Karatê, características biomecânicas do *Mae geri* e a transferência de energia entre os segmentos.

3.1 Fundamentos do Karatê

O Karatê, palavra de origem japonesa que significa mãos vazias, é uma das versões japonesas para a arte do combate desarmado (ROSSI; TIRAPEGUI, 2007). Desenvolvido no Japão, mais precisamente na ilha de Okinawa, em meados do século XVIII, a prática do Karatê foi motivada em resposta à necessidade do uso de técnicas de luta efetivas sem a utilização de armas (WORLD KARATE FEDERATION, 2017a). A história conta que na época, para evitar as revoltas no reino de Ruykuy durante a disputa do controle da ilha de Okinawa, o Rei Hasshi proibiu o uso de armas. Tal decisão fez com que o povo retornasse para o aprendizado das técnicas de combate sem armas (TAGNIN, 1975). Após o ano de 1900, a escola de combate Okinawa-te, que proibia o uso de armas, teve seu método reconhecido como um meio eficiente de preparação física e educação, sendo então ensinado nas escolas (TAGNIN, 1975). Em 1916, depois de estudar os métodos de combate na ilha de Okinawa, Gichin Funakoshi deu início à expansão mundial do Karatê ao fazer sua primeira apresentação em Kyoto e posteriormente, em 1922, em Tokyo. Mais tarde foi convidado pelo governo para administrar aulas e difundir sua arte, até que, em 1936 fundou o Shotokan – um dos estilos do Karatê – em Tokyo (TAGNIN, 1975).

Atualmente, o Karatê está entre as artes marciais mais populares no mundo, sendo praticada por milhares de pessoas e sendo obrigatória na grade curricular escolar de alguns países (MARTINS; KANASHIRO, 2010). Em razão de sua propagação como modalidade esportiva, houve a necessidade da formulação de regras de combate para torná-lo competitivo (STEVENS, 2007).

Quanto às graduações do Karatê, os praticantes iniciam como 9º Kyu (faixa branca) e com o tempo de treino chegam ao 1º Kyu (representado pela faixa marrom no Brasil e denominado de faixa castanha no Japão). A próxima graduação é o 1º Dan (faixa preta), para praticantes com pelo menos 3 anos de treinamento. Para receber 8º Dan é necessário pelo menos 38 anos de prática do Karatê. O 9º e 10º Dan, grau máximo, são concedidos por tempo de vida excepcionalmente dedicado ao Karatê (WORLD KARATE FEDERATION, 2017b).

As competições de Karatê são divididas em duas modalidades: Kata e Kunitê. No Kata, os atletas se movem em várias direções no espaço simulando uma batalha contra um ou mais

adversários invisíveis. Os números de técnicas do Kata diferem-se entre as escolas e possuem nomes distintos. O Kumi-tê é a luta propriamente dita, e consiste da execução de técnicas de defesa e ataque em movimentação livre contra um oponente (WORLD KARATE FEDERATION, 2017a). Até 2001, os ataques que eram deferidos contra o oponente não possuíam restrições acerca da força do golpe e dos efeitos que poderiam causar ao atleta que estivesse recebendo o golpe. Desde então, mudanças foram realizadas para diminuir o número de lesões e a severidade das mesmas em competições de Karatê (ARRIAZA et al., 2009). Atualmente, os ataques devem ter caráter representativo, sendo permitido apenas breve contato no momento do impacto do golpe, e ainda mais, sendo passível de punição se tal recomendação não for devidamente seguida. Assim, os atletas devem controlar a velocidade do golpe, de modo que o pico de velocidade seja atingido durante o percurso do golpe, e no contato com o alvo a velocidade esteja próxima de zero (WORLD KARATE FEDERATION, 2017a).

Nos fundamentos do Karatê, suas técnicas utilizam basicamente as mãos, os cotovelos, os pés e os joelhos como armas de ataque (socos e chutes) e de defesa. Segundo os princípios do Karatê, um soco ou um chute será fraco se for aplicado somente com o braço ou com a perna. Ainda segundo esses princípios, para o golpe atingir sua potência máxima é necessário usar a força de todas as partes do corpo simultaneamente. Durante o soco ou chute, a força deve deslocar-se do centro do corpo (abdômen e quadril) para as extremidades, terminando na mão ou no pé (FUNAKOSHI, 1973; NAKAYAMA, 2004). No chute frontal *Mae geri*, por exemplo, sua realização depende de uma sequência de ação dinâmica conjunta, com a participação do tronco, pelve, joelho, tornozelo e pé, permitindo que a energia mecânica seja transferida da pelve até ao pé, o que resulta de uma contração muscular controlada e coordenada (NAKAZAWA, 1999).

Do ponto de vista biomecânico, para que se tenha o melhor desempenho em diversos gestos esportivos, como o lançamento de um dardo, arremesso de peso ou um chute no futebol, o segmento distal deve alcançar sua máxima velocidade ao mesmo tempo que os vários segmentos envolvidos no gesto. Assim, a velocidade resultante, dada pela soma das velocidades parciais de cada segmento, será a máxima possível (HOCHMUTH, 1973; PUTNAM, 1991, 1993). Esse pressuposto teórico, descrito por Hochmuth (1973) como “ princípio da coordenação de impulsos parciais” e por (PUTNAM, 1991, 1993) como “princípio da somação de velocidades” parece dar fundamentação teórica para as abordagens empíricas de Funakoshi (1973), Nakayama (2004) e Nakazawa (1999) acerca dos golpes no Karatê. Essa ordem com que os diferentes segmentos ou articulações iniciam seus movimentos direcionados a uma meta, é conhecido como “sequência proximal-distal” (PUTNAM, 1991, 1993).

Mesmo essa sequência de movimento dos segmentos sendo considerada determinante para o melhor desempenho em diferentes gestos esportivos, foram encontrados somente dois estudos que analisaram tal comportamento durante o *Mae geri*. Sbriccoli et al. (2010), indicam que o *Mae geri* acontece numa sequência proximal-distal pois durante o golpe primeiramente são ativados os músculos responsáveis por movimentar a articulação proximal (quadril) e em seguida, os músculos responsáveis por movimentar a articulação distal (joelho). Já Vencesbrito et al. (2014), baseado em resultados de velocidade linear sugerem que o golpe também acontece numa sequência proximal-distal, pois os picos dos segmentos distais acontecem posteriormente aos segmentos proximais. Contudo, a maior magnitude de velocidade linear não foi registrada no pé, mas sim no tornozelo, o que parece estar em desacordo com uma sequência proximal-distal.

Baseado nesses achados, os fundamentos do Karatê descritos empiricamente por Funakoshi, (1973), Nakayama (2004) e Nakazawa (1999) parecem ter embasamento do ponto de vista biomecânico. Contudo, os resultados obtidos na literatura, além de escassos, são ainda controversos para o *Mae geri*. Estudos que comparassem caratecas faixa preta e faixa branca poderiam responder se realmente o golpe acontece numa dentro de uma sequência proximal-distal e se tal variável sofre influência do treinamento.

3.2 Características biomecânicas do *Mae geri*

A Biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, consequentemente, de análises físicas de movimentos do corpo humano (AMADIO; SERRÃO, 2007). Neste sentido a biomecânica do esporte tem desenvolvido novos procedimentos e técnicas de investigação, tendo como tarefa a caracterização e otimização das técnicas de movimento por meio dos conhecimentos científicos (AMADIO; SERRÃO, 2011). Para conseguir descrever, analisar e modelar matematicamente o movimento humano, a biomecânica se vale de quatro áreas de investigação: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (AMADIO; BARBANTI, 2000). Assim, estudos utilizaram técnicas de investigação em biomecânica com o propósito de compreender melhor o *Mae geri*.

3.2.1 Análise eletromiográfica do *Mae geri*

Por fim, a eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Consiste no registro da atividade

elétrica dos grupos musculares durante a realização do movimento. Entre os principais objetivos que indicam a utilização deste procedimento poderíamos indicar: a) avaliação da coordenação e da técnica de movimento; b) estabelecimento de padrões comparativos entre situação de treino e de competição; c) monitoramento dos atletas; e d) determinação dos padrões de recrutamento para grupos musculares selecionados (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Rodrigues; Oliveira; Banja (2017) analisaram a atividade eletromiográfica do mm. reto femoral e do mm. bíceps femoral durante o *Mae geri* realizado com o membro inferior dominante e não dominante em quatro voluntários com pelo menos seis meses de prática de Karatê. Na primeira metade do período de ataque foi observado um pico de ativação do mm. reto femoral e do mm. bíceps femoral, relacionada à contração concêntrica de flexão de quadril e flexão de joelho, respectivamente. Contudo, os picos variaram temporalmente entre os membros, bem como entre os voluntários do estudo. Um segundo pico de ativação do mm. bíceps femoral foi observado na segunda metade do período de ataque, podendo ser explicado pelo movimento de frenagem do chute. O *root mean square* (RMS) do mm. reto femoral foi significativamente maior no lado dominante, contudo, não houve diferença entre membros para o mm. bíceps femoral. Segundo os autores, tal resultado sugere que a dominância lateral poderia estar relacionada a um maior disparo eletromiográfico, levando a uma maior eficiência em relação à coordenação muscular no membro dominante.

Sbriccoli et al. (2010) analisaram a resposta neuromuscular durante o chute frontal realizado por caratecas de elite e amadores atingindo um alvo fixo. No período pré-ataque, enquanto há uma extensão de quadril juntamente com uma extensão de joelho, foi observado uma maior ativação do mm. bíceps femoral (agonista na extensão de quadril) em atletas de elite do que amadores, contudo, a ativação do mm. vasto lateral como antagonista, não foi diferente entre os grupos. Na segunda metade do período de ataque, durante a extensão de joelhos, a ativação do mm. vasto lateral (agonista) foi significativamente maior em atletas de elite do que amadores, assim como a ativação do mm. bíceps femoral (antagonista). Ainda, na primeira metade do período de ataque, logo após retirar o pé de ataque do chão, pode ser observado qualitativamente uma maior atividade do mm. reto femoral e do mm. glúteo máximo durante a flexão de quadril, o que sugere uma elevada co-contração. Baseado nesses resultados, os autores sugerem que o *Mae geri* acontece numa sequência proximal-distal pois são ativados primeiramente os músculos para movimentar a articulação proximal (quadril) e em seguida, os músculos para movimentar a articulação distal (joelho).

Vencesbrito et al. (2014) avaliaram *Mae geri*, em que 24 praticantes de Karatê faixas pretas, sendo 10 atletas de elite da seleção portuguesa de Karatê e 14 atletas amadores, deveriam

atingir um alvo fixo ao final do golpe. Em ambos os grupos, foram observados dois períodos de ativação durante a realização do golpe, separados por um silêncio de sinal eletromiográfico. No primeiro período de ativação, caracterizando a primeira metade do período de ataque, foi observado a existência de um padrão temporal sequencial de ativação muscular, onde os primeiros músculos a serem ativados são os responsáveis pela dorsiflexão (mm. tibial anterior) e flexão de quadril (mm. reto femoral), seguidos imediatamente pela ativação de flexores plantares (mm. gastrocnêmios) e extensores de joelhos (mm. vasto lateral). O mm. bíceps femoral, antagonista na flexão de quadril e extensão de joelho, é ativado logo após os referidos anteriormente. No segundo período de ativação, caracterizado pela segunda metade do período de ataque, foi observado uma alta ativação de extensores de joelhos, e imediatamente antes do contato com o alvo, houve um aumento na ativação do mm. bíceps femoral. Ficou evidenciado também que o instante de ocorrência do pico máximo de intensidade de ativação do mm. reto femoral e vasto lateral na primeira metade do período de ataque, assim como do mm. bíceps femoral na segunda metade, ocorrem mais cedo nos atletas de elite.

Considerando as regras internacionais do Karatê, os atletas devem frear a perna de ataque imediatamente antes do impacto, para minimizar a força aplicada ao oponente durante o contato do golpe. Os estudos citados suportam tal hipótese os quais apresentaram uma alta ativação do mm. bíceps femoral, em função de uma contração excêntrica, durante a extensão de joelhos no final do período de ataque. Além de ser responsável pela frenagem previamente ao contato com o alvo, essa ativação dos músculos flexores de quadril também pode ser considerada uma pré atividade antecipando a flexão de joelho e extensão de quadril do período de retorno, a qual deve ser a mais rápida possível durante o combate (POZO; BASTIEN; DIERICK, 2011). Nos estudos baseados em atividade eletromiográfica, é observado que, ao comparar com caratecas amadores, os caratecas de nível internacional e de elite tem uma maior habilidade de controle das articulações de quadril e joelho para conseguir um impacto mais preciso com o alvo. Assim, parece que esse mecanismo de controle sofre influência do nível de treinamento dos caratecas.

3.2.2 *Análise cinemática do Mae geri*

A cinemetria consiste no registro de imagens e as consequentes reconstruções com auxílio de pontos marcados, conforme modelo antropométrico, que estima a localização dos eixos articulares dos sujeitos onde fixam-se estas marcas anatômicas. As imagens são registradas por câmeras ou sistemas optoeletrônicos, e as coordenadas tridimensionais de cada ponto corporal para cada quadro, dentro do espectro de frequência do registro, serão

determinadas por funções trigonométricas e de cálculos de variáveis cinemáticas. A partir da trajetória e do tempo gasto para executar o movimento, observam-se indicadores cinemáticos de importância estrutural para a avaliação do rendimento esportivo, a saber: variações lineares e angulares de posição, velocidades lineares e angulares, velocidade do centro de massa, dos segmentos e das articulações, determinação da aceleração do movimento e tempo de movimento, entre outras variáveis a serem selecionadas conforme os propósitos da análise e necessidades indicadas pelos técnicos e/ou atletas. (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Ao comparar parâmetros relacionados a duração do golpe Sforza et al. (2002) avaliaram caratecas faixas pretas (1º ao 5º Dan) e verificaram que praticantes do sexo masculino (892 ± 103 ms) realizaram o *Mae geri* em menor tempo comparado as praticantes do gênero feminino (1047 ± 157 ms). Nesse estudo a duração total do golpe considerou o intervalo de tempo do primeiro movimento para o golpe até retornar a fase de expectativa. Analisando a mesma duração total do golpe Pozo; Bastien; Dierick (2011) verificaram que atletas de nível internacional apresentam melhor desempenho comparados com atletas de nível nacional (609 ± 99 em contraste com 714 ± 84 ms, respectivamente). Além disso, os atletas internacionais apresentaram menores tempos comparados aos atletas de nível nacional do início do golpe até retirar o pé do chão (242 ± 63 em contraste com 312 ± 56 ms, respectivamente), assim como, do tempo de tirar o pé do chão até finalizar o golpe (367 ± 36 em contraste com 402 ± 28 ms, respectivamente). No estudo de Oliveira et al. (2009) em que foram avaliados dez praticantes de Karatê que deveriam ser graduados no mínimo à faixa roxa (2º Kyu) e tempo médio de prática de 11,3 anos, o tempo médio entre a retirada do pé do chão até retornar a posição de expectativa foi de $400 \text{ ms} \pm 30 \text{ ms}$.

Acerca das velocidades angulares, Sbriccoli et al. (2010) verificaram que atletas de elite apresentam um pico de velocidade angular significativamente maior do que atletas amadores tanto para flexão de joelho ($1470 \pm 84^\circ/\text{s}$ em contraste com $1110 \pm 26^\circ/\text{s}$) quanto na flexão de quadril ($543 \pm 43^\circ/\text{s}$ em contraste com $427 \pm 8^\circ/\text{s}$) durante a primeira metade do período de ataque. Nesse mesmo período Pozo, Bastien e Dierick (2011) registraram valores menores de flexão de joelho (internacional: $784^\circ/\text{s}$; nacional: $698^\circ/\text{s}$) e valores maiores de flexão de quadril (internacional: $721^\circ/\text{s}$; nacional: $600^\circ/\text{s}$). Ao analisar a segunda metade do período de ataque, foram observados picos de velocidade angular durante a extensão de joelho (internacional: $1029^\circ/\text{s}$; nacional: $961^\circ/\text{s}$), não havendo diferença entre os grupos (POZO; BASTIEN; DIERICK, 2011).

Acerca da velocidade do golpe, os estudos apresentam resultados variando de 7,0 a 19,0 m/s. Tal discrepância parece estar relacionada a dois fatores: a utilização de câmeras com baixa

frequência de aquisição e a determinação do ponto que fora considerado para calcular a velocidade do golpe (DWORAK; DZIEWIECKI; MACZYNSKI, 2005; GIANINO, 2010; OLIVEIRA et al., 2009; PORTELA et al., 2014). Ainda, Portela et al. (2014) compararam a velocidade linear do *Mae geri* com e sem impacto no alvo. Os autores registraram uma velocidade significativamente maior nas condições em que houve impacto com o alvo, considerando tanto o deslocamento medido pelo marcador posicionado no quinto metatarso ($10,70 \pm 1,93$ em contraste com $3,88 \pm 2,23$ m/s) quanto no maléolo lateral ($10,32 \pm 1,78$ em contraste com $3,42 \pm 1,42$ m/s). Tal diferença pode estar relacionada a um mecanismo de proteção para evitar uma hiperextensão de joelhos no final do chute sem contato com o alvo.

Vencesbrito et al. (2014) avaliaram atletas de elite da seleção portuguesa de Karatê, por meio de uma análise cinemática bidimensional com uma câmera com frequência de aquisição de 210 Hz. Foi evidenciado que nos caratecas de elite os movimentos são realizados com menor amplitude, num menor tempo e com a ocorrência dos picos de velocidade mais próximos do instante do contato com o alvo. Nos atletas de elite, os picos de velocidade linear aconteceram numa sequência proximal-distal, com a pelve (1,7 m/s) atingindo o pico primeiramente, seguidos por coxa (2,1 m/s), joelho (5,5 m/s), tornozelo (8,2 m/s) e pé (5,8 m/s).

Em pesquisas com praticantes de outras artes marciais, como o Taekwondo, também foi observado tal comportamento da sequência proximal-distal durante o *dolio tchagui* (chute lateral atingindo o alvo com o dorso do pé).

Utilizando sistemas de cinemática tridimensional, Pearson (1997) verificou que o pico de velocidade linear foi atingido primeiro no joelho, seguido pelo tornozelo e por fim pelo pé (figura 1).

Figura 1 - Velocidade linear das articulações do membro inferior de ataque durante o *dolio tchagui* (adaptado de PEARSON, 1997)

Estevan et al. (2015) utilizando cinemática tridimensional para também avaliar o *dolio tchagui*, verificaram o mesmo comportamento das velocidades lineares dos segmentos. O pico de velocidade é atingido primeiro nos segmentos proximais em relação ao segmento distal adjacente, com o pé sendo o segmento que leva mais tempo para atingir sua velocidade máxima (figura 2).

Figura 2 - Velocidade linear resultante da coxa (linha pontilhada), da perna (linha tracejada) e do pé (linha sólida) durante o *dolio tchagui* (adaptado de ESTEVAN et al., 2015)

Baseado nos parâmetros cinemáticos reportados na literatura, fica evidenciado caratecas

mais graduados apresentam melhor desempenho do que os menos graduados. Além disso, caratecas com melhor nível de treinamento apresentaram maiores velocidades angulares das articulações e parecem realizar o chute dentro de uma sequência proximal-distal. Tais fatores parecem estar associados ao melhor desempenho desses caratecas quando comparados aos caratecas menos treinados. Contudo, tais respostas são baseadas em um número reduzido de estudos e os métodos utilizados em alguns estudos são limitados.

3.2.3 *Análise cinética do Mae Geri*

A dinamometria é a área de investigação da Biomecânica cujo objetivo central é a determinação das forças que produzem o movimento (AMADIO; SERRÃO, 2011).

A dinamometria se ocupa em maior escala da medição das forças de origem externa, interpretadas a partir das forças de reação do solo, pressões, torques, impulsos, gradiente de força, força de preensão manual, centro de pressão, etc.

Dworak, Dziewiecki e Maczynski (2005) avaliaram 21 competidores de Karatê, com graduações variando de 5º Kyu e 4º Dan. Utilizando uma plataforma de força posicionada verticalmente, verificaram que a média de impacto (máxima força mensurada durante o contato com o alvo) do *Mae geri* foi de aproximadamente 2880 N, resultado em 36,7 N/kg normalizado pela massa corporal. Já Pozo, Bastien e Dierick (2011), avaliando praticantes de Karatê belgas faixa preta, registraram valores superiores tanto para os atletas de nível nacional (57,7 N/kg) quanto para os atletas de nível internacional (52,5 N/kg). Provavelmente a diferença entre os resultados dos estudos deve-se ao nível de treinamento das respectivas amostras.

Ainda, Pozo, Bastien e Dierick (2011) e Cynarski et al. (2018) avaliaram a força de reação do solo (FRS) por meio de um par de plataformas de força durante o *Mae geri* executado por caratecas faixa preta. Em ambos os estudos foi observado um comportamento semelhante da curva de FRS (figura 3). Um destaque deve ser dado ao pico de FRS do membro inferior de ataque imediatamente antes de tirar o pé do chão, mesmo instante em que foram registrados picos de velocidade angular em extensão de quadril, extensão de joelho e flexão plantar por Pozo, Bastien e Dierick (2011).

Figura 3 - Força de reação do solo vertical do *Mae geri* (POZO; BASTIEN; DIERICK (2011))

Além das forças externas, a dinamometria permite avaliar indicadores de forças internas, interpretados a partir de torques articulares, forças musculares e forças nas superfícies articulares. No entanto, as medições de forças internas possuem restrições metodológicas, as quais não são causadas por limitações instrumentais, e sim pelo caráter invasivo que o procedimento implica (AMADIO; SERRÃO, 2007, 2011). Devido a tais características, procedimentos voltados à determinação indireta das forças internas são utilizados. A partir da adoção de um modelo físico-matemático do aparelho locomotor, associado à mensuração de parâmetros cinemáticos, dinâmicos e antropométricos procede-se ao cálculo dessas forças por intermédio do método denominado dinâmica inversa. Enquanto simplificação esquemática do aparelho locomotor, voltada ao controle da indeterminação matemática, tais modelos ainda não permitem que a estrutura biológica seja representada em toda a sua complexidade (AMADIO; BARBANTI, 2000).

Utilizando o método de dinâmica inversa, Robertson et al. (2002) avaliaram a potência nas articulações do quadril e do joelho, sendo o único estudo encontrado nesse sentido. Os autores verificaram um pico de potência concêntrica de flexão de quadril imediatamente após retirar o pé do chão. Além disso, imediatamente antes do final no golpe foi observado um pico de potência excêntrica dos músculos flexores de joelho e um pico de potência concêntrica dos músculos extensores de quadril. O pico de potência excêntrica dos músculos flexores do joelho no final do golpe é derivado de um torque flexor enquanto o joelho está estendendo. Tal

resultado corrobora os estudos com análise eletromiográfica que verificaram uma alta atividade de flexores de joelho no final do golpe (RODRIGUES; OLIVEIRA; BANJA, 2017; SBRICCOLI et al., 2010; VENCESBRITO et al., 2014b). No entanto, tal interpretação é baseada em um único estudo, deixando a necessidade de novas pesquisas com o propósito de compreender o comportamento das forças internas durante o *Mae geri*.

3.3 Transferência de energia mecânica entre os segmentos

A energia mecânica é uma medida do estado de um corpo em um instante no tempo quanto à sua capacidade de realizar trabalho. Trabalho mecânico é o trabalho realizado quando a energia mecânica total de um corpo muda. A energia mecânica de um corpo E é definida como a soma das energias potencial e cinéticas do corpo, essa última pode ser rotacional e translacional, relacionadas a velocidade angular e linear do corpo, respectivamente (WINTER, 1990).

Para a análise da energia mecânica segmento por segmento corporal durante a marcha Winter, Quanbury e Reimer, 1976) utilizaram dados cinemáticos para calcular a energia instantânea de cada segmento i (Ei), dada por:

$$Ei = m_i g h_i + \frac{1}{2} m_i v_i^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_i^2 \quad \text{Equação 1}$$

sendo o primeiro termo da equação para o cálculo da energia potencial de cada segmento, o segundo termo para a energia cinética translacional e o terceiro termo para a energia cinética rotacional, onde:

m_i = massa do segmento i

g = constante gravitacional (9,81 m/s²)

h = posição vertical do segmento i

v = velocidade translacional resultante do segmento i

I = momento de inércia do segmento i em torno do seu centro de massa

ω = velocidade angular absoluta do segmento

Assim, a energia total do corpo para um modelo com n segmentos é dada por:

$$Et = Ep_{i,j} + EcT_{i,j} + EcR_{i,j} \quad \text{Equação 2}$$

onde:

Et = energia total do corpo no instante j

$Ep_{i,j}$ = energia potencial do segmento i no instante j

$EcT_{i,j}$ = energia cinética translacional do segmento i no instante j

$EcR_{i,j}$ = energia cinética rotacional do segmento i no instante j

A principal fonte de geração de energia mecânica em um corpo humano são os músculos, assim como, também são o maior local de absorção de energia. Uma pequena fração da energia é dissipada como calor resultante da fricção articular e viscosidade dos tecidos conectivos. Essa capacidade de gerar e absorver energia mecânica pelos músculos foi denominada por Elftman (1939a) como Potência muscular e dada por:

$$P_m = T \omega_a \quad \text{Equação 3}$$

Onde P_m é a potência muscular, T é o torque articular e ω_a é a velocidade angular da articulação (dada pela diferença das velocidades absolutas de dois segmentos adjacentes).

Dessa forma, o trabalho realizado pelos músculos durante um período t_1 a t_2 é:

$$W_m = \int_{t_1}^{t_2} P_m dt \quad \text{Equação 4}$$

Onde W_m é o trabalho mecânico muscular, obtido pela integral da curva de potência muscular sobre um período de tempo dt .

Para tanto, os parâmetros cinéticos, quando considerados nas análises, podem ser obtidos pelo processo de dinâmica. A dinâmica inversa é derivada da segunda lei de Newton, onde a força resultante é particionada em forças conhecidas e desconhecidas. Assim, o processo se inicia pelo segmento distal, por exemplo o pé, onde a força de entrada atuando na extremidade distal do segmento é conhecida, sendo por exemplo a força de reação do solo. Cada segmento é considerado como um corpo rígido, não podendo ser deformado e então, tendo valores fixos de propriedades inerciais (massa, centro de massa e distribuição da massa são constantes). Com os valores conhecidos de força de entrada e das propriedades dos segmentos, cada força muscular ou torque articular resultante pode ser calculada a partir da força e do torque nas extremidades dos segmentos adjacentes (ROBERTSON et al., 2014).

Além de gerar e absorver energia mecânica, os músculos também são capazes de transferir energia mecânica de um segmento para o outro quando os dois segmentos estão se

movimentando na mesma direção (ROBERTSON; WINTER, 1980).

A tabela 1 apresentada por Robertson e Winter (1980) sumariza todas as possíveis funções de geração, absorção e transferência de energia mecânica que podem ocorrer em uma determinada articulação.

Tabela 1 - Funções de geração, transferência e absorção de energia (T : torque; ω_p : velocidade angular do segmento proximal; ω_d : velocidade angular do segmento distal) (ROBERTSON; WINTER, 1980).

DESCRIÇÃO DO MOVIMENTO	TIPO DE CONTRAÇÃO	DIREÇÃO DAS VELOCIDADES ANGULARES DOS SEGMENTOS	FUNÇÃO MUSCULAR	QUANTIDADE, TIPO E DIREÇÃO DA POTÊNCIA
Ambos segmentos rodando em direções opostas				
a) ângulo articular diminuindo	Concêntrica		Geração de energia mecânica	$T\omega_p$ gerado para o segmento proximal $T\omega_d$ gerado para o segmento distal
b) ângulo articular aumentando	Excêntrica		Absorção de energia mecânica	$T\omega_p$ absorvido a partir do segmento proximal $T\omega_d$ absorvido a partir do segmento distal
Ambos segmentos rodando na mesma direção				
a) ângulo articular diminuindo (i.e. $\omega_p > \omega_d$)	Concêntrica		Geração e transferência de energia mecânica	$T(\omega_p - \omega_d)$ gerado para o segmento proximal $T\omega_d$ transferido para o segmento proximal a partir do segmento distal
b) ângulo articular aumentando (i.e. $\omega_p < \omega_d$)	Excêntrica		Absorção e transferência de energia mecânica	$T(\omega_d - \omega_p)$ absorvido a partir do segmento distal $T\omega_p$ transferido para o segmento proximal a partir do segmento distal
c) ângulo articular constante (i.e. $\omega_p = \omega_d$)	Isométrica (dinâmico)		Transferência de energia mecânica	$T\omega_d$ transferido para o segmento proximal a partir do segmento distal
Um segmento fixado (i.e. segmento proximal)				
a) ângulo articular diminuindo ($\omega_p = 0$; $\omega_d > 0$)	Concêntrica		Geração de energia mecânica	$T\omega_d$ gerado para o segmento distal
b) ângulo articular aumentando ($\omega_p = 0$; $\omega_d > 0$)	Excêntrica		Absorção de energia mecânica	$T\omega_d$ absorvido a partir do segmento distal
c) ângulo articular constante ($\omega_p = \omega_d = 0$)	Isométrica (estático)		Nenhuma função de energia mecânica	Zero

Os estudos acerca da transferência de energia mecânica entre os segmentos durante determinada tarefa objetivam inicialmente descrever como tal fenômeno ocorre. Nesse sentido, grande parte das pesquisas se destinaram a compreender se existiria um comportamento padrão da transferência de energia na marcha e corrida (CALDWELL; FORRESTER, 1992; ELFTMAN, 1939a, 1939b; MORRISON, 1970; ROBERTSON; WINTER, 1980; SIEGEL; KEPPEL; STANHOPE, 2004; WINTER; ROBERTSON, 1978; YAMAZAKI; OHTA; OHGI, 2012). Sumarizando os resultados dos referidos estudos, pode-se identificar alguns comportamentos incomuns acerca da transferência de energia mecânica entre os segmentos durante a marcha. É evidenciada a maior contribuição dos flexores plantares antes da retirada do pé do chão. Após retirar o pé do chão há uma geração de energia mecânica pelos músculos flexores do quadril. A desaceleração da perna no final da fase de balanço resulta de uma absorção de energia mecânica pelos músculos extensores do quadril e flexores do joelho. Por fim, no início da fase de apoio há uma absorção de energia mecânica pelos músculos extensores do joelho e dorsiflexores pela aceitação da carga.

Após encontrado algum padrão, é possível analisar como diferentes grupos de indivíduos se aproximam desse perfil, permitindo então, sugerir quão eficientes ou próximos desse “padrão” estão para determinada tarefa. Nessa perspectiva, Umberger et al. (2013) objetivaram caracterizar essa transferência de energia em crianças durante a marcha e (CZERNIECKI; GITTER; BECK, 1996) avaliaram a estratégia compensatória de transferência de energia entre segmentos em corredores amputados.

Novak et al. (2011) estudaram as alterações no padrão de movimento de subir e descer escadas realizado por idosos. Para tanto, compararam a transferência de energia nessa tarefa de idosos com indivíduos jovens. Dentre as modalidades esportivas, foram encontrados estudos que analisaram a transferência de energia mecânica entre os segmentos durante o ato de pedalar em cicloergômetro (FREGLY; ZAJAC, 1996), no saque no tênis (MARTIN et al., 2014) e no chute no futebol (ROBERTSON; MOSHER, 1985). Dentre os estudos encontrados, o chute no futebol é o gesto que mais se assemelha ao chute frontal *Mae geri*. Robertson e Mosher (1985) analisaram as potências articulares para testar a teoria de coordenação de impulsos parciais, o que também é objeto de pesquisa do presente estudo. Robertson e Mosher (1985) verificaram que no final do chute no futebol há uma potência excêntrica dos músculos flexores do joelho, o que parece estar relacionado com estudos previamente citados acerca da biomecânica do *Mae geri*.

Com essa revisão de literatura é observado a escassez de estudos sobre as características biomecânicas do *Mae geri*, em especial sobre estudos que se proponham a compreender os

mecanismos utilizados pelos praticantes de Karatê para realizar o golpe com o melhor desempenho. Nessa perspectiva, estudos que tenham como objetivo caracterizar a transferência de energia entre os segmentos, bem como, verificar se essa transferência sofre influência do nível de treinamento são determinante para compreender biomecanicamente como é realizado o *Mae geri* e como inferir no treinamento.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Cuidados éticos

Ao apresentarem-se como voluntários, os indivíduos foram informados pelos pesquisadores quanto aos objetivos, procedimentos metodológicos do estudo e possíveis riscos e desconfortos relacionados à participação nos experimentos. Foram tomadas todas as precauções no intuito de preservar a privacidade dos voluntários. Para isto, as condições experimentais e todas as informações individuais obtidas durante o estudo são mantidas em sigilo entre a equipe de pesquisadores e o voluntário.

Após os esclarecimentos, os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A) aceitando participar como voluntários da pesquisa, estando cientes de que, a qualquer momento, poderiam deixar de participar do estudo sem precisar se justificar aos pesquisadores. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com parecer número 2.899.535.

4.2 Amostra

A amostra foi composta por 19 praticantes de Karatê, 12 praticantes faixas preta e 7 praticantes faixa branca. O tamanho amostral foi calculado com base nos valores de média e desvio padrão (s) de velocidade angular de tornozelo reportado por Portela et al. (2014). A velocidade angular de tornozelo foi escolhida por ser uma das variáveis com maior coeficiente de variação dentre as que foram avaliadas no presente estudo. A equação 5, proposta por Sampaio (2007), foi utilizada para calcular o tamanho amostral (n), baseado na distribuição de probabilidade (t) para os graus de liberdade (gl) e com um nível de significância (α) de 0,05 e variação em torno da média (Δ) de 10%, e resultou em um número mínimo de 7 voluntários por grupo.

$$n = \left(\frac{t_{\alpha, gl} \cdot s}{\Delta} \right)^2 \quad \text{Equação 5}$$

Participaram do estudo homens e mulheres, na faixa etária de 22 a 54 anos, praticantes de Karatê, os quais foram divididos em 2 subgrupos, de acordo com seu nível de graduação atual: grupo faixa preta (FP), constituído por 12 indivíduos faixas pretas de Karatê (Idade: $32,25 \pm 7,48$ anos; Massa Corporal: $65,70 \pm 10,78$ kg; Estatura: $1,67 \pm 0,95$ m; Tempo de prática de Karatê: $12,75 \pm 8,91$ anos); e grupo faixa branca (FB), constituído por 07 indivíduos faixas brancas de Karatê (Idade: $33,28 \pm 14,36$ anos; Massa Corporal: $62,78 \pm 9,10$ kg; Estatura: $1,66 \pm 0,78$ m; Tempo de prática de Karatê: $1,18 \pm 0,88$ anos).

Para a participação no estudo, os sujeitos deveriam atender aos seguintes critérios de inclusão: ter mais do que 18 anos de idade, ser praticante de Karatê há pelo menos 2 meses, realizar pelo menos 2 sessões de treino de Karatê por semana, não ter apresentado nenhuma lesão articular ou muscular com potencial para influenciar na realização dos golpes e não realizar nenhuma sessão de treino no dia dos testes. Seriam excluídos da pesquisa os voluntários que sentissem alguma dor, desconforto ou que não se mostrassem aptos a realizar as tarefas previstas em ambiente de laboratório, contudo, nenhum voluntário foi excluído da pesquisa. Todos os participantes da pesquisa treinavam com o mesmo mestre, o qual possui certificação de 3° Dan pela *Japan Karatê Association* (Japão), 3° Dan pela Federação Paulista e Confederação Brasileira de Karatê-Dô Tradicional.

4.3 Local de realização

Os testes foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

4.4 Delineamento Experimental

O experimento foi de caráter transversal e teve como objetivo a avaliação de parâmetros cinéticos e cinemáticos do chute frontal *Mae geri*.

4.5 Procedimentos

Todos os testes foram realizados em um único dia. Inicialmente foram realizadas as medidas antropométricas para determinação de comprimento dos segmentos, diâmetros ósseos e marcação de pontos anatômicos, os quais permitiram preparar o voluntário com aparatos necessários para avaliações cinemáticas e cinéticas dos movimentos. Estando preparado, o voluntário passou pelo processo de familiarização com os testes, para somente então realizar a coleta dos dados.

Na figura 4 é apresentado o protocolo experimental adotado com cada voluntário no dia

de coleta de dados.

Figura 4 – protocolo experimental

4.5.1 Protocolo dos testes

Previamente ao teste, foram dados 10 minutos a cada voluntário para realização de golpes submáximos, visando o aquecimento e familiarização com os testes. Após a familiarização, o voluntário definiu o seu posicionamento preferido para a realização do golpe, seguindo a exigência de que cada um dos pés ficasse sobre uma plataforma de força durante a fase de expectativa (Figura 5).

Figura 5 – Fase de expectativa do *Mae geri*

A instrução dada foi para que o *Mae geri* fosse realizado com a máxima velocidade, simulando um contato com a região do ante pé (figura 6) com um alvo imaginário na altura do

peito do adversário.

Cada voluntário realizou cinco tentativas do golpe com pausa de 30 segundos entre cada tentativa. O lado de realização do golpe foi auto selecionado, e todos voluntários preferiram realizar o golpe com a perna direita, mantendo a perna esquerda de base.

Para melhor entendimento das análises biomecânicas acerca do *Mae geri*, a duração total do golpe foi particionada em 2 períodos (figura 6): a) Período pré-ataque – tempo entre o início do golpe até a retirada do pé de ataque do solo; b) Período de ataque – tempo entre a retirada do pé de ataque do solo até finalizar o ataque.

Figura 6 – Períodos do golpe

4.5.2 Instrumentos de medição

Os parâmetros de força de reação de solo (FRS) dos golpes foram obtidos utilizando duas plataformas de força AMTI BP600900 - 2000 (Watertown, EUA) conectadas aos amplificadores AMTI MiniAmp MSA-6. A frequência de amostragem utilizada pelas plataformas de força foi de 3000 Hz. A saída analógica dos amplificadores foi conectada ao ADC Card Vicon (Oxford, Reino Unido), que por sua vez foi conectado ao módulo Vicon MX Ultramet HD (figura 8).

Os dados cinemáticos dos golpes foram gravados utilizando o sistema Vicon composto por 4 câmeras MX3+ (Oxford, Reino Unido) com resolução de 0.3 Mpixels e uma taxa de amostragem de 200 Hz. As câmeras foram conectadas ao módulo Vicon MX Ultramet HD e o registro realizado pelo software Vicon Nexus 1.8.6 o que permitiu a sincronização dos dados cinemáticos com os dados de FRS (figura 7).

Uma calibração prévia foi realizada todos os dias de coleta no laboratório com o calibrador modelo 5 Marker Wand. Inicialmente o calibrador foi mantido estático para calcular a localização e orientação de todas as câmeras. Em seguida foi realizada a calibração dinâmica do volume de coleta e posteriormente o calibrador foi utilizado para determinar a origem das coordenadas de referência global. A calibração foi considerada válida quando os erros de calibração estimados para interseção dos pontos foram inferiores a 0,2 pixels seguindo recomendações do fabricante.

Para avaliação antropométrica foram utilizados uma balança e um estadiômetro (Filizola, Brasil), um antropômetro 300 mm modelo 01291 (Lafayette Instrument, Indiana, EUA) e uma trena antropométrica em aço 2m modelo TR-4010 (Sanny, São Paulo, Brasil).

Figura 7 – Ambiente de coleta

4.5.3 Modelo biomecânico

Foi utilizada a modelagem biomecânica do *Plug in Gait* (PiG) da Vicon, baseada nos estudos de Davis et al. (1991) e Kabada, Ramakrishnan e Wootten (1990), utilizando as informações combinadas de cinética e cinemática dos golpes.

Como dados de entrada para esse modelo, foram inseridas as medidas de massa corporal, estatura, comprimento de membros inferiores, diâmetro de joelho e tornozelo (para o cálculo dos centros articulares). Este modelo inclui 7 segmentos rígidos (pelve, coxa direita e esquerda,

pernas direita e esquerda, e pé direito e esquerdo) obtidos através da colocação dos marcadores reflexivos ($\phi=14\text{mm}$) posicionados nos seguintes pontos anatômicos do hemisfério direito e esquerdo dos voluntários: base do 2º metatarso (RTOE e LTOE), maléolo lateral (RANK e LANK), calcâneo (altura do marcador do 2º metatarso, RHEE e LHEE), porção lateral da perna alinhado com a tíbia (RTIB e LTIB), côndilo lateral do fêmur (RKNE e LKNE), porção lateral da coxa alinhado com o fêmur (RTHI e LTHI), espinha íliaca anterossuperior (RASI e LASI) e espinha íliaca pósterio-superior (RPSI e LPSI) (figura 8).

Figura 8 – Posicionamento dos marcadores reflexivos (RTOE: base do 2º metatarso do membro inferior direito; LTOE: base do 2º metatarso do membro inferior esquerdo; RANK: maléolo lateral do membro inferior direito; LANK: maléolo lateral do membro inferior esquerdo; RHEE: altura do marcador do 2º metatarso do membro inferior direito; LHEE: altura do marcador do 2º metatarso do membro inferior esquerdo; RTIB: porção lateral da perna alinhado com a tíbia do membro inferior direito; LTIB: porção lateral da perna alinhado com a tíbia do membro inferior esquerdo; RKNE: côndilo lateral do fêmur do membro inferior direito; LKNE: côndilo lateral do fêmur do membro inferior esquerdo; RTHI: porção lateral da coxa alinhado com o fêmur do membro inferior direito; LTHI: porção lateral da coxa alinhado com o fêmur do membro inferior esquerdo; RASI: espinha íliaca anterossuperior do lado direito; LASI: espinha íliaca anterossuperior do lado esquerdo; RPSI: espinha íliaca pósterio-superior do lado direito; LPSI: espinha íliaca pósterio-superior do lado esquerdo).

Os parâmetros cinéticos de cada articulação foram obtidos pelo modelo biomecânico *Plug in Gait* (PiG) da Vicon (2010). Esse modelo utiliza a FRS como valor de força de entrada e os dados antropométricos dos segmentos (localização do centro de massa de cada segmento, massa relativa dos segmentos e raio de giro dos segmentos, tabela 2), para aplicar o processo de dinâmica inversa.

Tabela 2- Valores de Centro de massa, Massa e Raio de giro de cada segmento (VICON, 2010)

Segmento	Centro de massa	Massa	Raio de giro
Pelve	0,8950	0,1420	0,3100
Coxa	0,5670	0,1000	0,3230
Perna	0,5670	0,0465	0,3020
Pé	0,5000	0,0145	0,4750

4.6 Geração, absorção e transferência de energia mecânica entre os segmentos

Para estudar a transferência de energia mecânica entre os segmentos durante o *Mae geri*, foi adotado o modelo proposto por Robertson e Winter (1980). Para tanto, foram analisados quatro segmentos do membro inferior de ataque: pelve, fêmur, perna e pé.

A energia mecânica foi obtida pela integral da curva de potência de cada articulação (quadril, joelho e tornozelo) ou segmento (pelve, coxa, perna e pé), utilizando a regra trapezoidal para aproximação.

A potência articular P_a foi obtida pelo produto escalar do torque T e da velocidade angular da articulação ω_a :

$$P_a = T \omega_a \quad \text{Equação 6}$$

Uma potência articular positiva representa a taxa na qual a energia mecânica é adicionada ao corpo por meio de contração concêntrica (por exemplo, quando há um torque flexor enquanto a articulação está flexionando), e uma potência articular negativa representa a taxa na qual a energia mecânica é dissipada do corpo por meio de contração excêntrica (por exemplo, quando há um torque extensor enquanto a articulação está flexionando).

Para determinar a taxa com que a energia mecânica é adicionada ou dissipada do segmento ativamente pelo trabalho muscular, foi calculada a potência do segmento (Equação 7) a partir de:

$$P_s = T\omega_s \quad \text{Equação 7}$$

Onde P_s é a potência do segmento, T o torque articular, ω_s a velocidade angular do segmento.

Quando o produto de $T\omega_s$ é positivo (ambos T e ω_s tem a mesma direção) significa que está havendo uma geração de energia mecânica pelos músculos responsáveis por T , e que esta energia está sendo transferida do músculo para o segmento. Quando o produto de $T\omega_s$ é negativo (ambos T e ω_s com polaridades diferentes) significa que está havendo uma absorção de energia mecânica pelos músculos, e que esta energia está sendo transferida do segmento para músculo.

Para determinar se a potência de um segmento está sendo transferida para um segmento adjacente, são consideradas as velocidades angulares dos segmentos adjacentes. Para tanto, a fim de particionar o componente de transferência entre segmentos, foi aplicada a equação de potência muscular P_m (Equação 8), dada por:

$$P_m = T (\omega_p - \omega_d) \quad \text{Equação 8}$$

Onde P_m é a potência muscular, T o torque articular, ω_p a velocidade angular do segmento proximal e ω_d a velocidade angular do segmento distal.

Quando os segmentos adjacentes estão se movimentando na mesma direção, e a velocidade angular do segmento proximal for maior do que a velocidade angular do segmento distal ($\omega_p > \omega_d$), estará havendo uma transferência de energia mecânica do segmento proximal para o segmento distal, além de uma geração ou absorção de energia pelos músculos. Se a velocidade angular do segmento proximal for menor do que a velocidade angular do segmento distal ($\omega_p < \omega_d$), estará havendo uma transferência de energia mecânica do segmento distal para o segmento proximal, além de uma geração ou absorção de energia pelos músculos.

Se os segmentos proximal e distal de uma determinada articulação estiverem se movimentando na mesma direção, mas com mesma velocidade angular ($\omega_p = \omega_d$), o ângulo articular formado por esses dois segmentos não será modificado. Nessa condição os músculos estarão atuando isometricamente e transferindo energia mecânica do segmento distal para o segmento proximal.

Quando os segmentos estão se movimentando em direções opostas não há transferência de energia entre segmentos, havendo somente uma absorção ou geração de energia mecânica pelos músculos.

Os cálculos de potência, energia mecânica e transferência de energia mecânica entre os segmentos foram realizados no software Matlab 2009b.

Na tabela 3 são descritas as possibilidades de geração, absorção e transferência de energia resultante da combinação entre a velocidade angular dos segmentos e o torque da articulação.

Tabela 3 – Descrição das possibilidades de geração, absorção e transferência de energia mecânica em função da direção dos segmentos articulares

TORQUE	MOVIMENTO / VELOCIDADE ANGULAR DA ARTICULAÇÃO	SEGMENTO COM MAIOR VELOCIDADE ANGULAR	TIPO DE CONTRAÇÃO	FUNÇÃO MUSCULAR	DIREÇÃO DA TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA MECÂNICA
Segmentos se movimentando na mesma direção					
Flexor	Flexão	Proximal	Concêntrica	Geração flexora proximal	Proximal para distal
Flexor	Flexão	Distal	Concêntrica	Geração flexora distal	Distal para proximal
Flexor	Extensão	Proximal	Excêntrica	Absorção flexora proximal	Proximal para distal
Flexor	Extensão	Distal	Excêntrica	Absorção flexora distal	Distal para proximal
Extensor	Flexão	Proximal	Excêntrica	Absorção extensora proximal	Proximal para distal
Extensor	Flexão	Distal	Excêntrica	Absorção extensora distal	Distal para proximal
Extensor	Extensão	Proximal	Concêntrica	Geração extensora proximal	Proximal para distal
Extensor	Extensão	Distal	Concêntrica	Geração extensora distal	Distal para proximal
Segmentos se movimentando em direções opostas					
Flexor	Flexão	Proximal - Distal +	Concêntrica	Geração flexora	Não
Flexor	Extensão	Proximal + Distal -	Excêntrica	Absorção flexora	Não
Extensor	Flexão	Proximal - Distal +	Excêntrica	Geração extensora	Não
Extensor	Extensão	Proximal + Distal -	Concêntrica	Absorção extensora	Não

4.7 Variáveis de análise

4.7.1 Variáveis Cinemáticas

- Duração total do golpe
- Duração do período pré-ataque
- Duração do período de ataque
- Ângulo de cada articulação durante o golpe
- Velocidade linear de cada segmento durante o golpe
- Velocidade angular de cada articulação durante o golpe
- Velocidade angular de cada segmento durante o golpe

4.7.2 Variáveis Cinéticas

- Torque de cada articulação durante o golpe
- Potência de cada articulação
- Potência extensora do segmento proximal de cada articulação
- Potência extensora do segmento distal de cada articulação
- Potência flexora do segmento proximal de cada articulação
- Potência flexora do segmento distal de cada articulação
- Transferência de energia mecânica entre os segmentos em cada articulação
- Energia mecânica

Os parâmetros utilizados para o cálculo de cada variável são descritos previamente neste capítulo.

4.8 Procedimentos estatísticos

Para verificar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Komolgorov-Smirnov e para verificar a homocedasticidade foi utilizado o teste de Levene. Para comparar os valores de cada variável entre as os atletas faixa preta e faixa branca foi utilizado o teste t de *student* não-pareado.

Todos os resultados são apresentados com valores de média e desvio padrão. As análises foram realizadas no software SigmaStat 3.5 e foi adotado um nível de significância de 0,05.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Análise das variáveis cinéticas e cinemáticas

Na tabela 4 são apresentados os perfis dos participantes para os grupos faixa preta e faixa branca. Verificou-se uma diferença significativa no tempo de prática entre os grupos, como esperado, contudo, não houve diferença nas variáveis antropométricas.

Tabela 4 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca das variáveis tempo de treino de Karatê, idade, massa corporal, estatura, comprimento de membro inferior (MI) direito e esquerdo, diâmetro de joelho direito e esquerdo, e diâmetro de tornozelo direito e esquerdo (cm: centímetros; * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Variáveis	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Tempo de treino (anos) *	14,1	9,2	1,2	0,9	0,001
Idade (anos)	32,5	7,9	30,8	13,3	0,401
Massa corporal (kg)	68,0	9,9	64,9	7,7	0,258
Estatura (cm)	169,4	8,7	166,2	5,6	0,208
Comprimento de MI direito (mm)	80,99	25,61	88,20	39,6	0,203
Comprimento de MI esquerdo (mm)	81,08	25,70	88,40	40,4	0,200
Diâmetro do joelho direito (mm)	10,46	0,46	10,50	1,00	0,468
Diâmetro do joelho esquerdo (mm)	10,50	0,48	10,48	1,06	0,485
Diâmetro do tornozelo direito (mm)	6,76	0,46	6,60	0,27	0,207
Diâmetro do tornozelo esquerdo (mm)	6,81	0,51	6,66	0,21	0,217

Em condições de competição, a duração total do golpe é uma variável determinante para o sucesso nas situações de ataque. Como esperado, o desempenho do grupo faixa preta foi melhor do que o grupo faixa branca, indicado por uma duração total do golpe significativamente menor do que o grupo faixa branca, assim como no período de ataque. Contudo, o período pré-ataque não foi diferente entre os grupos faixa preta e faixa branca (tabela 5).

Ambos os grupos do presente estudo apresentaram valores de duração total do golpe inferiores ao reportado na literatura por Pozo, Bastien e Dierick (2011) com atletas de nível internacional e nacional, Cynarski et al. (2018) com um atleta faixa preta 2º Dan e Goethel

(2015) com atletas de elite. Sforza et al. (2002) também apresentaram valores de duração total do golpe superiores ao do presente, com caratecas faixas pretas (1º ao 5º Dan). No estudo de Sforza et al. (2002) os autores incluíram na duração total do golpe o período de retorno (tempo decorrente entre o final da fase de ataque e o retorno a posição de expectativa), o que justifica os maiores valores comparados ao presente estudo.

A duração do período pré-ataque foi inferior ao reportado na literatura por Pozo, Bastien e Dierick (2011), e a duração do período de ataque também foi inferior aos estudos encontrados de Gianino (2010), Pozo, Bastien e Dierick (2011) e Oliveira et al. (2009). Tais resultados parecem estar relacionados às diferenças nos instrumentos utilizados nos estudos, bem como na padronização do golpe (tabela 5).

Na tabela 5 são apresentados os parâmetros relacionados aos períodos do golpe para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 5 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados aos períodos do golpe (s: duração em segundos; %: percentual da duração total do golpe; * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Períodos do golpe	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Duração total do golpe (s) *	0,395	0,042	0,497	0,091	0,009
Período pré-ataque (s)	0,119	0,044	0,135	0,015	0,453
Período de ataque (s) *	0,276	0,026	0,362	0,077	0,005
Período pré-ataque (%)	29,594	8,064	27,490	2,250	0,583
Período de ataque (%)	70,406	8,064	72,510	2,250	0,583

Na figura 9 são apresentadas as curvas médias de ângulo das articulações do quadril, joelho e tornozelo para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 9 – Curvas médias de ângulo das articulações do quadril, joelho e tornozelo para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (a: transição da posição de dorsiflexão para flexão plantar e da posição de extensão para flexão de quadril para o grupo faixa preta; b: transição da posição de dorsiflexão para flexão plantar para o grupo faixa branca; c: pico de ângulo flexão de joelho; d: pico de ângulo de flexão de quadril).

Ambos os grupos iniciam o *Mae geri* com o quadril em extensão, joelho flexionado e em dorsiflexão. Na transição do período pré-ataque para o período de ataque, instante em que o pé é retirado do chão, ambos os grupos posicionam o quadril em flexão (figura 9, a). Nesse mesmo instante o grupo faixa preta já posiciona o tornozelo em flexão plantar (figura 9, a), o que acontece significativamente depois para o grupo faixa branca (figura 9, b). No instante final do golpe ambos os grupos estão em uma flexão plantar, não havendo diferença significativa neste ângulo entre os grupos (tabela 6). No estudo de Pozo, Bastien e Dierick (2011) foi verificado que durante todo o golpe os atletas de Karatê permanecem numa posição de dorsiflexão, diferentemente do presente estudo que houve uma troca para uma flexão plantar durante o golpe. No estudo de Pozo, Bastien e Dierick (2011) os voluntários foram instruídos a realizar o *Mae geri* com o máximo de velocidade, e que produzissem o maior impacto possível com o alvo. Para tanto, os voluntários podem ter mantido o pé em dorsiflexão para que a força contra o alvo fosse aplicada com toda planta do pé. Em contrapartida, no presente estudo não havia um alvo fixo, os voluntários foram instruídos a realizar o golpe com a máxima velocidade e finalizar o golpe com o ante pé, o que parece ser responsável por tal diferença entre os estudos.

Próximo ao final do golpe ambos os grupos apresentaram um pico de flexão de joelho (figura 9, c) seguido por um pico de flexão de quadril (figura 9, d), os quais foram

significativamente menores para o grupo faixa preta (tabela 6). Após ambos os grupos atingirem o pico de flexão de joelhos, começam a estender o joelho até atingir a extensão total no instante final do golpe. Corroborando o presente estudo, Pozo, Bastien e Dierick (2011), Goethel (2015) e Vencesbrito et al. (2014b) também observaram picos de flexão de joelho e de quadril próximo ao final do golpe.

Na tabela 6 são apresentados os parâmetros relacionados ao ângulo articular do quadril, joelho e tornozelo ilustrados na figura 9 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 6 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados ao ângulo articular do quadril, joelho e tornozelo (°: graus; * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Ângulo articular (°)	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Pico de flexão de quadril (d)*	73,4	12,1	86,0	12,7	0,045
Pico de flexão de joelho (c)*	116,0	11,5	127,7	4,5	0,021
Flexão plantar no instante final do golpe	21,4	14,9	12,5	10,4	0.182

Na figura 10 estão apresentados o comportamento das curvas médias de velocidade linear dos segmentos pelve, coxa, perna e pé dos grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 10 – Curvas médias de velocidade linear da pelve, coxa, perna e pé para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (a: pico de velocidade linear da pelve; b: 1° pico de velocidade linear da coxa; c: pico de velocidade da perna; d: pico de velocidade linear do pé; e: inflexão na curva de velocidade linear da coxa; f: inflexão na curva de velocidade linear da perna; g: 2° pico de velocidade linear da coxa)

Ambos os grupos apresentaram um comportamento parecido das curvas de velocidade linear dos segmentos analisados. O pico de velocidade linear da pelve (figura 10, a) em ambos os grupos ocorre durante o período pré-ataque, sem diferença significativa entre os grupos. Após retirar o pé de ataque do chão (período de ataque), ambos os grupos apresentam um pico

de velocidade linear da coxa (figura 10, b), seguido pelos picos de velocidade linear da perna (figura 10, c) e do pé (figura 10, d), os quais aconteceram ao mesmo tempo para ambos grupos. Próximo ao final do golpe, ainda pode ser destacado outro pico de menor magnitude de velocidade linear da coxa (figura 10, g).

No entanto, para o grupo faixa branca, logo após retirar o pé de ataque o solo há uma queda na velocidade linear da coxa (figura 10, e) e logo após há uma queda na velocidade linear da perna (figura 10, f). Essa redução da velocidade linear da coxa e da perna do grupo faixa branca parece estar associada aos picos de ângulos de flexão de joelho (figura 9, c) e de quadril (figura 9, d).

Em contrapartida, para o grupo faixa preta a velocidade linear da coxa, da perna e do pé aumentam continuamente até atingirem os respectivos picos. Os menores picos de ângulos de flexão de joelho e de flexão de quadril observados no grupo faixa preta no presente estudo são corroborados pelos valores dessas mesmas variáveis reportadas por Goethel (2015) com atletas de Karatê de elite (competidores de nível internacional e nacional) e sub-elite (competidores de nível estadual e regional).

Tal comportamento das curvas de velocidade linear dos segmentos do grupo faixa preta corroboram os resultados obtidos durante o *Mae geri* realizado por caratecas de elite no estudo de Vencesbrito et al. (2014), bem como durante o chute circular realizado com atletas de Taekwondo por Estevan et al. (2015), Pearson (1997) e Sørensen et al. (1996). Os resultados de velocidade linear do presente estudo indicam que o grupo faixa preta se aproveita melhor da sequência proximal-distal durante a realização do golpe, o que permite um melhor desempenho de duração total do golpe e de velocidade do golpe. Corroborando o presente estudo, Putnam (1991, 1993) também verificou a existência desse comportamento das curvas de velocidade linear ao chutar uma bola, caracterizando uma sequência de movimentação dos segmentos no sentido proximal-distal.

Os picos de velocidade linear da coxa, da perna e do pé do grupo faixa preta foram significativamente maiores do que o grupo faixa branca (tabela 7). Os picos de velocidade linear do pé de ambos os grupos do presente estudo são superiores aos reportados por dworak, Dziewiecki e Maczynski (2005), Oliveira et al. (2009), Portela et al. (2014) e Vencesbrito et al. (2014), estão dentro dos valores entre 9,9 e 14,4 m/s sugeridos por Diacu (2003), e são inferiores a velocidade de 19,0 m/s registrada por Gianino (2010). Esse último estudo foi utilizado uma câmera com frequência de aquisição de 25 Hz e o ponto exato considerado para medida da velocidade não foi descrito. Além disso, a amostra foi composta por somente um voluntário faixa preta, o que possivelmente influenciou para registrar uma velocidade tão superior ao

reportado por outros estudos.

Na tabela 7 são apresentados os parâmetros relacionados à velocidade linear da pelve, coxa, perna e pé ilustrados na figura 10 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 7 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados à velocidade linear da pelve, coxa, perna e pé (m/s: metros por segundo; * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Velocidades lineares (m/s)	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Pico de velocidade linear da pelve (a)	1,089	0,323	0,992	0,156	0,470
Pico de velocidade linear da coxa (b)*	5,731	0,966	4,546	0,440	0,007
Pico de velocidade linear da perna (c)*	10,500	1,250	8,161	1,425	0,002
Pico de velocidade linear do pé (d)*	12,500	1,930	8,870	1,750	<0.001

Na figura 11 são apresentadas as curvas médias de velocidade angular, torque e potência da articulação do quadril para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 11 – Curvas médias de velocidade angular, torque e potência da articulação do quadril para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (a: pico de velocidade angular em flexão de quadril para o grupo faixa branca; b: pico de torque flexor de quadril para o grupo faixa preta; c: pico de torque extensor de quadril para ambos os grupos; d: pico de potência concêntrica dos músculos flexores do quadril para o grupo faixa preta; e: pico de potência concêntrica dos músculos extensores do quadril para o grupo faixa preta).

Ambos os grupos iniciam o chute com um torque flexor de quadril enquanto o quadril está flexionando, resultando em uma potência positiva dos músculos flexores de quadril, que permanece assim durante todo período pré-ataque e em grande parte do período de ataque. Ambos os grupos apresentam um pico de potência positiva dos músculos flexores do quadril (figura 11, d), sem diferença significativa entre os grupos para a magnitude do pico de potência, mas o pico ocorreu significativamente depois no grupo faixa preta (aos 65% do total do golpe) comparado ao grupo faixa branca (aos 40% do total do golpe). Essas diferenças entre os grupos no instante em que ocorreram os picos de potência são resultantes da diferença entre os grupos dos picos de velocidade angular em flexão de quadril. No grupo faixa preta (figura 11, b) o pico de velocidade angular em flexão de quadril também acontece significativamente depois do grupo faixa branca (figura 11, a), coincidindo com os respectivos picos de potência de cada

grupo. Na metade do golpe, há um pico de torque flexor de quadril para ambos os grupos, o qual foi significativamente maior no grupo faixa preta (tabela 8).

No último terço do golpe, final do período de ataque, ambos os grupos apresentam um pico de potência positiva dos músculos extensores de quadril (figura 11, e), resultante de um torque extensor enquanto o quadril está se estendendo em alta velocidade. Ainda, no instante final do golpe é observado somente no grupo faixa preta que a potência dos músculos extensores de quadril passa a ser negativa, enquanto o grupo faixa branca permanece em potência positiva (tabela 8). Esse comportamento do instante final do golpe para o grupo faixa preta parece ser um mecanismo de controle para obter mais precisão do golpe.

No estudo de Robertson et al. (2002) o comportamento das curvas de velocidade angular e torque de quadril corroboram os resultados obtidos no presente estudo, contudo os valores de potência reportados por esses autores foram superiores a ambos os grupos do presente estudo. No referido estudo os dados foram obtidos por uma câmera analógica e o voluntário era uma carateca 4° Dan, o que pode explicar os resultados divergentes com o presente estudo.

Na tabela 8 são apresentados os parâmetros relacionados à velocidade angular, torque e potência na articulação do quadril ilustrados na figura 11 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 8 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados à velocidade angular, torque e potência na articulação do quadril (Velocidade angular expressa em graus por segundo (°/s); Torque expresso em Newton metro (Nm); Potência expressa em Watts (W); * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Parâmetro analisado	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Pico de velocidade angular em flexão (a)	460,7	87,7	426,7	95,2	0,440
Pico de torque flexor (b) *	75,23	34,67	39,07	12,66	0,017
Pico de torque extensor (c) *	237,00	105,50	119,80	71,90	0,019
Pico de potência positiva de flexores (d)	350,60	139,60	258,60	104,20	0,150
Pico de potência positiva de extensores (e)	346,30	428,70	190,90	276,60	0,404

Na figura 12 são apresentadas as curvas médias de velocidade angular, torque e potência da articulação do joelho para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 12 – Curvas médias de velocidade angular, torque e potência da articulação do joelho para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (a: pico de velocidade angular em flexão de joelho para o grupo faixa preta; b: pico de velocidade angular em extensão de joelho para o grupo faixa preta; c: pico de torque flexor de joelho para ambos os grupos; d: pico de potência excêntrica dos músculos extensores do joelho para o grupo faixa preta; e: pico de potência concêntrica dos músculos extensores do joelho para o grupo faixa preta; f: pico de potência excêntrica dos músculos flexores do joelho para ambos os grupos).

Durante todo período pré-ataque há uma potência positiva dos músculos flexores de joelho, resultante do torque flexor enquanto o joelho está flexionando.

No início do período de ataque, ambos os grupos apresentam um pico de velocidade angular em flexão de joelho (figura 12, a), sem diferença significativa entre os grupos (tabela 8).

Imediatamente após, com o joelho ainda em flexão, o torque de joelho passa a ser extensor, resultando em um pico de potência negativa dos músculos extensores de joelho (figura 12, d), a qual foi significativamente maior para o grupo faixa preta (tabela 9).

Em seguida, o joelho passa a se estender, e juntamente com o torque extensor, resulta em um pico de potência positiva dos músculos extensores de joelho (figura 12, e) para ambos os grupos.

Em seguida ambos os grupos apresentam um pico de velocidade angular em extensão de joelho (figura 12, b). Próximo do final do golpe ambos os grupos apresentam um pico de

potência negativa de flexores de joelho (figura 12, f), resultante de um torque flexor enquanto o joelho está se estendendo, significativamente maior para o grupo faixa preta.

O pico de torque flexor de joelhos (figura 12, c) é observado em ambos os grupos no instante final do chute, com valores significativamente maiores para o grupo faixa preta. (tabela 8).

Robertson et al. (2002) apresentaram curvas de velocidade angular, torque e potência de joelho com comportamento semelhante as obtidas no presente estudo, contudo, no presente estudo, os valores de potência negativa dos músculos flexores de joelho no final do golpe foram superiores para o grupo faixa preta.

Robertson e Mosher (1985) e Putnam (1993), ao analisar o chute no futebol, também verificaram um pico de potência negativa dos músculos flexores de joelho antes do contato com a bola. Esse resultado sugere um trabalho excêntrico dos flexores de joelho, que ocorre provavelmente como mecanismo de proteção para evitar uma hiperextensão no final do chute, assim como para melhorar a sua precisão (PUTNAM, 1993; ROBERTSON et al., 2002; ROBERTSON; MOSHER, 1985; SØRENSEN et al., 1996).

Na tabela 9 são apresentados os parâmetros relacionados à velocidade angular, torque e potência na articulação do joelho ilustrados na figura 12 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 9 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados à velocidade angular, torque e potência na articulação do joelho (Velocidade angular expressa em graus por segundo (°/s); Torque expresso em Newton metro (Nm); Potência expressa em Watts (W); * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Parâmetro analisado	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Pico de velocidade angular em flexão (a)	733,6	152,1	711,8	50,2	0,720
Pico de velocidade angular em extensão (b)	1528,0	125,0	1378,0	189,0	0,052
Pico de torque flexor (c)*	202,00	65,20	116,60	37,52	0,006
Pico de potência negativa de extensores (d)*	188,30	95,48	32,54	97,91	0,003
Pico de potência positiva de extensores (e)	315,40	123,80	373,60	202,30	0,444
Pico de potência negativa de flexores (f)*	2465,00	1052,00	1384,00	488,00	0,021

Na figura 13 são apresentadas as curvas médias de velocidade angular, torque e potência da articulação do tornozelo para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 13 – Curvas médias de velocidade angular, torque e potência da articulação do tornozelo para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (a: pico de velocidade angular em flexão plantar para o grupo faixa preta; b: pico de velocidade angular em dorsiflexão para o grupo faixa preta; c: torque flexor plantar no instante final do golpe para ambos os grupos; d: pico de potência concêntrica dos músculos flexores plantar para o grupo faixa preta).

Durante todo período pré-ataque há uma potência positiva dos músculos flexores plantares (figura 13, d), resultante do torque extensor de tornozelo enquanto ocorre a flexão plantar. Não houve diferença significativa entre os grupos para essa potência positiva (tabela 9). Estudos que analisaram a potência de flexores plantares durante a marcha (CALDWELL; FORRESTER, 1992; ELFTMAN, 1939a, 1939b; MORRISON, 1970; ROBERTSON; WINTER, 1980; SIEGEL; KEPPLER; STANHOPE, 2004; WINTER; ROBERTSON, 1978; YAMAZAKI; OHTA; OHGI, 2012) verificaram respostas semelhantes na fase final do apoio, também imediatamente antes de tirar o pé do chão.

No final no período pré-ataque o grupo faixa preta apresenta um pico de velocidade angular em flexão plantar (figura 13, a), o qual acontece significativamente depois do grupo

faixa branca (tabela 9).

No final do golpe há um pico de velocidade angular em dorsiflexão (figura 13, b) para ambos os grupos. No instante final do chute é observado pequeno aumento no torque extensor de tornozelo para o grupo faixa preta (figura 13, c), com magnitude significativamente maior que o grupo faixa branca (tabela 10).

Durante todo período de ataque os valores de potência na articulação do tornozelo são inferiores a 50 W, e mesmo durante o período pré-ataque, os valores de potência são inferiores aos valores obtidos nas articulações do quadril e do joelho. Partido desse pressuposto, outros estudos desconsideraram a potência na articulação de tornozelo durante o chute nas suas análises (ROBERTSON et al., 2002; ROBERTSON; MOSHER, 1985). Contudo, ao analisar as curvas de potência de cada articulação (figuras 11, 12 e 13) do presente estudo, pode-se observar que no período pré-ataque, o maior pico de potência positiva é observado na articulação do tornozelo quando comparado as articulações do quadril e do joelho, o que parece relevante levar em consideração para a análise aprofundada do golpe.

Na tabela 10 são apresentados os parâmetros relacionados à velocidade angular, torque e potência na articulação do tornozelo ilustrados na figura 13 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 10 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados à velocidade angular, torque e potência na articulação do tornozelo (Velocidade angular expressa em graus por segundo (°/s); Torque expresso em Newton metro (Nm); Potência expressa em Watts (W); * diferença estatisticamente significativa entre os grupos, $p < 0,05$).

Parâmetro analisado	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Pico de velocidade angular em flexão plantar (a)	430,9	249,6	235,5	115,5	0,700
Pico de velocidade angular em dorsiflexão (b)	180,6	381,6	100,3	198,6	0,614
Torque extensor no instante final do golpe (c) *	17,93	10,84	3,91	8,98	0,010
Pico de potência concêntrica de flexores plantar (d)	309,00	179,10	249,00	96,70	0,427

5.2 Análise das transferências de energia entre os segmentos

5.2.1 Transferência de energia na articulação do quadril

Na figura 14 são apresentadas as curvas médias de velocidade angular da pelve, velocidade angular da coxa, potência extensora no segmento proximal, potência flexora no segmento proximal, potência extensora no segmento distal, potência flexora no segmento distal e transferência de potência entre os segmentos proximal e distal na articulação do quadril para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 14 – Curvas médias de velocidade angular da pelve, velocidade angular da coxa, potência extensora no segmento proximal, potência flexora no segmento proximal, potência extensora no segmento distal, potência flexora no segmento distal e transferência de potência entre os segmentos proximal e distal na articulação do quadril para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (A: pico de geração de potência flexora no segmento proximal; B: pico de geração de potência extensora no segmento proximal; C: pico de absorção de potência extensora no segmento proximal; D: pico de geração de potência flexora no segmento distal; E: pico de geração de potência extensora no segmento distal; F: pico de transferência de energia do segmento distal para o segmento proximal; G: pico de transferência de energia no instante final do golpe).

O chute inicia com uma geração de potência pelos músculos flexores do quadril, com maior magnitude para a coxa (segmento distal, figura 14, D) do que para a pelve (segmento proximal, figura 14, A) para ambos os grupos. Os picos de geração de potência para a coxa não foram diferentes entre os grupos (faixa preta: 87564 ± 57774 W em contraste com faixa branca: 44974 ± 28081 W), assim como os valores de energia mecânica gerada pelos músculos flexores do quadril (faixa preta: 7581 ± 4674 J em contraste com faixa branca: 3849 ± 1519 J).

No último terço do chute, o grupo faixa preta apresenta uma geração de potência pelos músculos extensores do quadril para a pelve (figura 14, B), seguido por uma geração de potência pelos músculos extensores de quadril para a coxa (figura 14, E). Essa geração de potência pelos músculos extensores para a coxa inicia significativamente antes no grupo faixa preta quando comparado ao grupo faixa branca (aos $79,9 \pm 4,13\%$ em contraste com $93,32 \pm 1,93\%$ da duração total do golpe, respectivamente). Além disso, pode ser observado que esse pico foi mais pronunciado para o grupo faixa preta, contudo, tais valores de pico de potência pelos músculos extensores (faixa preta: 49092 ± 44880 W em contraste com faixa branca: 34414 ± 33143 W) e de energia mecânica (faixa preta: 1284 ± 1175 J em contraste com faixa branca: 703 ± 659 J) não foram significativamente diferentes entre os grupos.

No instante final do golpe, para o grupo faixa preta ocorre uma absorção de potência pelos músculos extensores a partir da pelve (figura 14, C), o que explica a potência negativa na articulação do quadril (figura 11) no mesmo instante do golpe.

Desde o início do chute há uma transferência de energia mecânica do segmento distal para o segmento proximal (figura 14, F), que continua por todo o golpe para o grupo faixa branca, enquanto que no grupo faixa preta essa transferência acontece em média até os 92 % da duração total do golpe. Como apresentado na tabela 11, durante essa transferência, as médias de pico de potência e de energia mecânica transferida do segmento distal para o segmento proximal não foram diferentes entre os grupos. No entanto, o pico dessa transferência de potência do segmento distal para o segmento proximal aconteceu significativamente depois no grupo faixa preta quando comparado ao grupo faixa branca. Essa diferença no instante dos picos de potência entre os grupos ocorre devido as diferenças de velocidades da angular coxa.

No final do golpe, após os 92% do total do golpe, a transferência de energia mecânica no grupo faixa preta passa a ser do segmento proximal para o segmento distal, atingindo seu maior valor (7362 W) no instante final do golpe. Nesse mesmo instante do golpe, também foi registrado o maior valor de potência para o grupo faixa branca (16420 W), contudo, nesse grupo a transferência de energia continuava no sentido oposto, do segmento distal para o segmento

proximal (figura 14, G). Essa transferência de energia mecânica da pelve para a coxa exclusivamente no grupo faixa preta no instante final do golpe ocorre, pois, a pelve e a coxa que estavam girando no sentido anti-horário passam a girar no sentido horário, enquanto o torque permanece extensor de quadril (figura 11). Assim, ocorre uma contração excêntrica dos músculos extensores do quadril (figura 11), absorvendo energia mecânica da pelve e transferindo parte dessa energia mecânica para a coxa. Essa estratégia observada no grupo faixa preta permite um melhor controle e precisão do golpe, além de transferir a energia mecânica no sentido proximal-distal imediatamente antes do contato com um alvo.

Na tabela 11 são apresentados os parâmetros relacionados à transferências de energia mecânica entre os segmentos proximal e distal na articulação do quadril ilustrados na figura 14 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 11 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados à transferências de energia mecânica entre os segmentos proximal e distal na articulação do quadril ilustrados na figura 14 (%: percentual da duração total do golpe; J: Joules; W: Watts; * diferença estatisticamente significativa entre grupos, $p < 0,05$).

Quadril	Faixa preta		Faixa branca		p
	Média	DP	Média	DP	
Transferência distal-proximal (F)					
Instante inicial (%)	37,8	28,2	14,2	9,3	0,097
Instante final (%)	82,6	8,4	70,3	23,2	0,150
Duração (%)	44,8	28,3	56,1	23,0	0,456
Instante do pico de potência (%) *	66,4	10,8	43,3	26,1	0,027
Energia (J)	1854,1	1690,2	838,7	1006,2	0,242
Pico de potência (W)	21117,6	18994,0	8976,1	10997,7	0,213

5.2.2 Transferência de energia na articulação do joelho

Na figura 15 são apresentadas as curvas médias de velocidade angular da coxa, velocidade angular da perna, potência extensora no segmento proximal, potência flexora no segmento proximal, potência extensora no segmento distal, potência flexora no segmento distal e transferência de potência entre os segmentos proximal e distal na articulação do joelho para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 15 – Curvas médias de velocidade angular da coxa, velocidade angular da perna, potência extensora no segmento proximal, potência flexora no segmento proximal, potência extensora no segmento distal, potência flexora no segmento distal e transferência de potência entre os segmentos proximal e distal na articulação do joelho para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (A: pico de geração de potência flexora no segmento proximal; B: pico de absorção de potência extensora no segmento proximal; C: pico de absorção de potência flexora no segmento proximal; D: pico de geração de potência flexora no segmento distal; E: pico de geração de potência extensora no segmento distal; F: pico de absorção de potência flexora no segmento distal; G: 1º pico de transferência de energia do segmento distal para o segmento proximal; H: pico de transferência de energia do segmento proximal para o segmento distal; I: 2º pico de transferência de energia do segmento distal para o segmento proximal; J: pico de transferência de energia no instante final do golpe).

Durante todo período pré-ataque ambos os grupos apresentam uma geração de potência pelos músculos flexores de joelho para o segmento distal (perna) (figura 15, D). Os valores de pico dessa potência flexora (faixa preta: 22491 ± 9822 W em contraste com faixa branca: 6719 ± 3293 W) e da energia mecânica (faixa preta: 1196 ± 432 J em contraste com faixa branca: 571 ± 453 J) foram significativamente maiores no grupo faixa preta quando comparado ao grupo faixa branca.

Ainda no período pré-ataque, há também uma geração de potência pelos músculos flexores de joelho para o segmento proximal (coxa) (figura 15, A) para ambos os grupos, contudo os picos de potência e energia mecânica não foram significativamente diferentes entre os grupos. A maior velocidade angular da perna em comparação com a velocidade angular da coxa é responsável pela maior magnitude de geração de potência pelos músculos flexores do joelho para a perna do que para a coxa. Por esses segmentos estarem girando na mesma direção (sentido horário), tal condição permite ainda uma transferência de energia mecânica da perna para a coxa, ou seja, no sentido distal-proximal (figura 15, G).

Juntamente com o início do período de ataque, ambos os grupos iniciam uma absorção de potência pelos músculos extensores de joelho a partir da coxa (figura 15, B), que termina significativamente depois no grupo faixa preta ($64,2 \pm 7,1$ % em contraste com $50,3 \pm 10,3$ % da duração total do golpe), resultando em uma duração significativamente maior para o grupo faixa preta ($26,8 \pm 4,8$ % da duração total do golpe) do que para o grupo faixa branca ($9,8 \pm 7,4$ % da duração total do golpe). Além disso, o pico dessa absorção de potência pelos músculos extensores do joelho a partir da coxa foi significativamente diferente entre os grupos (faixa preta: 40897 ± 20448 W em contraste com faixa branca: 11135 ± 14755 W), assim como a energia mecânica absorvida (faixa preta: 2194 ± 1291 J em contraste com faixa branca: 441 ± 729 J). Em ambos os grupos, parte dessa energia mecânica absorvida pelos músculos extensores do joelho a partir da coxa é transferida para a perna (figura 15, H).

Em seguida ambos os grupos apresentam uma geração de potência pelos músculos extensores do joelho para a perna (figura 15, E), sem diferença significativa entre os grupos nos valores de pico de potência (faixa preta: 92037 ± 34921 em contraste com faixa branca: 73351 ± 20872 W) e energia mecânica gerada (faixa preta: 3579 ± 1279 J em contraste com faixa branca: 3990 ± 1632 J). No entanto, o intervalo em que ocorreu essa geração de potência pelos músculos extensores de joelho para a perna foi significativamente diferente entre os grupos (faixa preta: 62,8 a 84,4 % em contraste com faixa branca: 66,0 a 88,5 % da duração total do golpe). Por conseguinte, esse pico de geração de potência extensora ocorreu significativamente

antes no grupo faixa preta ($77,4 \pm 3,3$ % do total do golpe) do que no grupo faixa branca ($81,5 \pm 3,0$ % do total do golpe). Nessa fase do golpe há um torque extensor de joelho enquanto o mesmo está estendendo, resultando em uma potência positiva dos músculos extensores do joelho (figura 12). Durante essa extensão, a velocidade angular da perna é maior do que a da coxa (figura 15). Tal condição permite que parte dessa mecânica gerada pelos músculos extensores do joelho para a perna (figura 15, E) seja transferida para a coxa, caracterizando uma transferência no sentido distal-proximal na articulação do joelho nesse instante do golpe.

No final do golpe há um pico de absorção de potência pelos músculos flexores do joelho a partir da coxa (figura 15, C) e em maior magnitude a partir da perna (figura 15, F). Essa potência absorvida pelos músculos flexores a partir da coxa (figura 15, C) iniciou significativamente antes no grupo faixa preta comparado ao grupo faixa branca, contudo, os valores de pico de potência (faixa preta: 37877 ± 33914 W em contraste com faixa branca: 20677 ± 25633 W) e de energia mecânica absorvida não foram diferentes entre os grupos (faixa preta: 1042 ± 1044 J em contraste com faixa branca: 458 ± 559 J).

Da mesma forma, a potência absorvida pelos músculos flexores de joelho a partir da perna (figura 15, F) também iniciou antecipadamente no grupo faixa preta comparado ao grupo faixa branca ($83,5 \pm 2,0$ % em contraste com $89,6 \pm 2,9$ % da duração total do golpe, respectivamente). Além disso, a magnitude do pico dessa absorção de potência flexora foi significativamente maior para o grupo faixa preta (150349 ± 66281 W) do que o registrado para o grupo faixa branca (67400 ± 44207 W), assim como a energia mecânica durante esse pico também foi significativamente maior no grupo faixa preta (5840 ± 2433 J) do que no grupo faixa branca (2515 ± 1861 J).

Esses resultados sugerem que os caratecas faixa preta iniciam antecipadamente o processo de frenagem do golpe, provavelmente por produzirem valores significativamente maiores de potência durante o golpe e como mecanismo de proteção para prevenir uma hiperextensão.

A maior magnitude da absorção de potência pelos músculos flexores a partir da perna é ocasionada pela maior velocidade angular da perna, tendo a maior contribuição para a potência negativa de flexores de joelho (figura 12, f). Tal condição permite ainda, que parte da energia mecânica absorvida por esses músculos seja transferida para a coxa (figura 15, I).

O chute se inicia com uma transferência de energia mecânica do segmento distal para o segmento proximal do joelho (figura 15, G), onde a duração dessa transferência foi significativamente maior para o grupo faixa branca. Em seguida, ambos os grupos apresentam uma mudança no sentido da transferência, passando a transferir energia mecânica do segmento

proximal para o segmento distal, com a duração dessa transferência sendo, novamente, significativamente maior para o grupo faixa branca, havendo um pico de potência que ocorre para ambos os grupos (figura 15, H) (tabela 12).

Em seguida, há novamente uma mudança no sentido da transferência, onde ambos os grupos apresentam uma transferência de energia mecânica do segmento distal para o segmento proximal e um pico de potência dessa transferência (figura 15, I), o qual não foi significativamente diferente entre os grupos, assim como todos os outros parâmetros dessa transferência analisados nesse intervalo (tabela 12).

No último instante de todo o golpe, o grupo faixa preta migra para uma transferência de energia mecânica do segmento proximal para o segmento distal (figura 15, J), com uma magnitude de 5519 W. De maneira antagônica, nesse instante, o grupo faixa branca permanece com uma transferência de energia mecânica do segmento distal para o segmento proximal com uma magnitude de 3155W. Essa troca no sentido da transferência no último instante do golpe aconteceu tanto na articulação do quadril quanto na articulação do joelho, exclusivamente no grupo faixa preta (tabela 12).

Na tabela 12 são apresentados os parâmetros relacionados às transferências de energia mecânica entre os segmentos proximal e distal na articulação do joelho ilustrados na figura 15 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 12 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados às transferências de energia mecânica entre os segmentos proximal e distal na articulação do joelho ilustrados na figura 15 (%: percentual da duração total do golpe; J: Joules; W: Watts; * diferença estatisticamente significativa entre grupos, $p < 0,05$).

Joelho	Faixa preta		Faixa branca		p
Transferência distal-proximal (G)	Média	DP	Média	DP	
Instante inicial (%)	7,5	9,4	0,0	0,0	0,148
Instante final (%)	14,5	8,8	15,6	4,6	0,820
Duração (%) *	7,0	3,3	15,6	4,6	0,003
Instante do pico de potência (%)	14,5	8,8	13,0	6,6	0,777
Energia (J)	298,1	202,8	306,3	184,4	0,946
Pico de potência (W)	16144,7	8951,9	6466,0	2594,0	0,062
Transferência proximal-distal (H)					
Instante inicial (%)	53,4	8,3	43,4	10,3	0,062
Instante final (%)	61,2	8,8	58,7	5,8	0,579
Duração (%) *	7,8	5,1	15,3	6,9	0,033
Instante do pico de potência (%)	60,7	8,9	54,8	8,6	0,240
Energia (J)	310,4	339,2	138,3	171,0	0,311
Pico de potência (W)	20184,7	19375,6	5729,5	8306,6	0,139
Transferência distal-proximal (I)					
Instante inicial (%)	62,5	8,7	64,3	11,2	0,727
Instante final (%)	84,0	9,8	89,3	8,4	0,326
Duração (%)	21,6	14,3	24,9	11,0	0,654
Instante do pico de potência (%)	76,4	12,7	81,1	13,9	0,526
Energia (J)	1035,0	676,3	662,6	505,7	0,299
Pico de potência (W)	37367,6	26888,6	14030,5	12788,6	0,093

5.2.3 Transferência de energia na articulação do tornozelo

Na figura 16 são apresentadas as curvas médias de velocidade angular da perna, velocidade angular do pé, potência extensora no segmento proximal, potência flexora no segmento proximal, potência extensora no segmento distal, potência flexora no segmento distal e transferência de potência entre os segmentos proximal e distal na articulação do tornozelo para os grupos faixa preta e faixa branca.

Figura 16 – Curvas médias de velocidade angular da perna, velocidade angular da pé, potência extensora no segmento proximal, potência flexora no segmento proximal, potência extensora no segmento distal, potência flexora no segmento distal e transferência de potência entre os segmentos proximal e distal na articulação do tornozelo para os grupos faixa preta (linhas contínuas) e faixa branca (linhas tracejadas). (A: pico de absorção de potência extensora no segmento proximal; B: 1º pico de geração de potência extensora no segmento distal; C: pico de geração de potência flexora no segmento proximal; D: pico de geração de potência flexora no segmento distal; E: pico de absorção de potência flexora no segmento proximal; F: pico de absorção de potência flexora no segmento distal; G: pico de geração de potência extensora no segmento proximal; H: 2º pico de geração de potência extensora no segmento distal; I: 1º pico de transferência de energia do segmento proximal para o segmento distal; J: 1º pico de transferência de energia do segmento distal para o segmento proximal; K: 2º pico de transferência de energia do segmento proximal para o segmento distal; L: 2º pico de transferência de energia do segmento proximal para o segmento distal).

Durante todo período pré ataque, há uma geração de potência pelos músculos flexores plantares para o segmento para o segmento distal (pé) (figura 16, B), juntamente com uma absorção de potência pelos músculos flexores plantares a partir do segmento proximal (perna) (figura 16). O pico dessa absorção de potência pelos músculos flexores plantares a partir da perna (figura 16, A) não foi significativamente diferente entre os grupos (faixa preta: 10961 ± 8060 W em contraste com faixa branca: 5914 ± 3631 W), assim como os valores de energia mecânica absorvida por esses músculos (faixa preta: 390 ± 350 J em contraste com faixa branca: 285 ± 238 J). Da mesma maneira, o pico de geração de potência pelos músculos flexores plantares para o pé (figura 16, B) não foi significativamente diferente entre os grupos (faixa preta: 22168 ± 18664 W em contraste com faixa branca: 12619 ± 8489 W), assim como os valores de energia mecânica gerada por esses músculos (faixa preta: 839 ± 975 J em contraste com faixa branca: 457 ± 398 J). Assim, pode-se observar que a potência gerada pelos músculos flexores plantares para o segmento distal (pé) é a principal responsável pela potência positiva de tornozelo (figura 13, d) no período pré-ataque. Durante o *Mae geri* essa potência foi a mais pronunciada em todo o golpe na articulação do tornozelo, sendo a principal responsável pelo início do golpe.

Na primeira metade do período pré-ataque acontece uma transferência de energia mecânica da perna para o pé (figura 16, I), com uma duração significativamente maior para o grupo faixa branca. Na segunda metade do período pré-ataque a transferência de energia mecânica passa a acontecer do segmento distal (pé) para o segmento proximal (perna) (figura 16, J). Durante essa transferência, ambos os grupos apresentam um pico de potência, com uma magnitude significativamente maior para o grupo faixa preta comparado ao grupo faixa branca (tabela 13). Tal resposta acerca do sentido da transferência de energia mecânica deve-se as mudanças nas velocidades angulares de ambos os segmentos.

Juntamente com o início do período de ataque se inicia uma geração de potência pelos músculos dorsiflexores para a perna (figura 16, C), que tem uma duração significativamente maior para o grupo faixa preta. Nesse instante, os valores de transferência de energia mecânica se aproximam de zero, o que parece estar relacionado aos reduzidos valores de torque dorsiflexores de tornozelo (figura 13).

Em seguida há um pico de geração de potência pelos músculos dorsiflexores para o pé (figura 16, D), que foi significativamente maior para o grupo faixa preta (10695 ± 5248 W) comparado ao grupo faixa branca (2970 ± 2014 W), assim como a energia mecânica gerada por esses músculos para o pé (faixa preta: 473 ± 232 J em contraste com faixa branca: 176 ± 93 J). Nesse momento, ambos os grupos iniciam novamente uma transferência de energia mecânica

do segmento distal para o segmento proximal (figura 16, K), contudo, o grupo faixa preta inicia e finaliza essa transferência significativamente depois do grupo faixa branca. Por conseguinte, o pico de potência de tal transferência também acontece significativamente depois para o grupo faixa preta. Além disso, a energia mecânica transferida do segmento distal para o segmento proximal, bem como o pico dessa transferência foi significativamente maior no grupo faixa preta (figura 16, K) (tabela 13).

Em seguida, os músculos dorsiflexores deixam de gerar potência e passam a absorver potência a partir da perna e do pé. O pico de absorção de potência pelos músculos dorsiflexores a partir da perna (figura 16, E) foi significativamente maior no grupo faixa preta (39885 ± 10878 W) comparado ao grupo faixa branca (23891 ± 11584 W), mas sem diferença significativa na energia mecânica absorvida (faixa preta: 1968 ± 503 J em contraste com faixa branca: 1506 ± 366 J). De mesma forma, o pico de absorção de potência pelos músculos dorsiflexores a partir do pé (figura 16, F) foi significativamente maior no grupo faixa preta (7213 ± 4540 W) comparado ao grupo faixa branca (2387 ± 1500 W), não havendo diferença significativa na energia mecânica absorvida (faixa preta: 202 ± 162 J em contraste com faixa branca: 77 ± 98 J). Nesse instante o tornozelo ainda está realizando uma flexão plantar enquanto o torque é dorsiflexor (figura 13). Pelo fato de ambos os segmentos estarem se movimentando no mesmo sentido e com a perna em maior velocidade angular, é observada uma maior magnitude de potência absorvida a partir da perna comparada ao pé, assim como, ocorre uma transferência de energia mecânica da perna para o pé (figura 16, L). Durante essa transferência não houve diferença significativa entre grupos para qualquer parâmetro analisado (tabela 13).

No final do golpe há um pico de geração de potência pelos músculos flexores plantares para a perna e para o pé. O pico de geração de potência pelos músculos flexores plantares para a perna (figura 16, G) não foi diferente entre os grupos (faixa preta: 8440 ± 5398 W em contraste com faixa branca: 3277 ± 200 W), assim como os valores de energia mecânica gerada (faixa preta: 133 ± 99 J em contraste com faixa branca: 45 ± 24 J). Da mesma maneira, o pico de geração de potência e energia mecânica gerada pelos músculos flexores plantares para o pé (figura 16, H) não foi diferente entre os grupos (tabela 13). Durante essa fase do golpe a transferência de energia mecânica continua acontecendo do segmento proximal para o segmento distal para ambos os grupos.

Na tabela 13 são apresentados os parâmetros relacionados à transferências de energia mecânica entre os segmentos proximal e distal na articulação do tornozelo ilustrados na figura 16 para os grupos faixa preta e faixa branca.

Tabela 13 – Média e desvio padrão (DP) para os grupos faixa preta e faixa branca dos parâmetros relacionados à transferências de energia mecânica entre os segmentos proximal e distal na articulação do tornozelo ilustrados na figura 16 (%: percentual da duração total do golpe; J: Joules; W: Watts; * diferença estatisticamente significativa entre grupos, $p < 0,05$).

Tornozelo	Faixa preta		Faixa branca		p
Transferência proximal-distal (I)	Média	DP	Média	DP	
Instante inicial (%)	9,4	9,0	2,6	5,2	0,190
Instante final (%)	16,2	5,8	17,2	8,0	0,801
Duração (%) *	6,9	4,6	14,6	8,2	0,040
Instante do pico de potência (%)	15,4	5,5	12,3	3,7	0,316
Energia (J)	540,6	432,1	994,2	678,2	0,155
Pico de potência (W)	24042,6	11747,8	21945,2	4131,7	0,739
Transferência distal-proximal (J)					
Instante inicial (%)	12,9	8,2	17,3	15,6	0,476
Instante final (%)	28,6	10,2	29,5	12,8	0,886
Duração (%)	15,7	6,7	12,2	4,6	0,314
Instante do pico de potência (%)	18,9	9,2	23,5	13,0	0,444
Energia (J)	1958,3	1524,1	997,5	1062,7	0,232
Pico de potência (W) *	47763,3	22415,4	19798,9	19235,7	0,034
Transferência distal-proximal (K)					
Instante inicial (%) *	57,0	10,7	44,7	9,1	0,047
Instante final (%) *	72,0	5,7	64,7	5,1	0,031
Duração (%)	15,0	7,0	20,0	6,1	0,197
Instante do pico de potência (%) *	71,9	5,5	59,6	12,2	0,017
Energia (J) *	614,9	409,8	101,8	87,3	0,018
Pico de potência (W) *	28694,5	22502,0	3967,2	5055,9	0,033
Transferência proximal-distal (L)					
Instante inicial (%)	73,3	5,6	70,3	7,0	0,390
Instante final (%)	88,0	7,8	91,3	9,2	0,478
Duração (%)	14,7	6,5	21,0	10,4	0,174
Instante do pico de potência (%)	73,3	5,6	80,3	9,1	0,082
Energia (J)	554,6	368,5	434,3	278,2	0,533
Pico de potência (W)	26246,0	19907,6	9393,0	5913,0	0,091

5.3 Limitações do estudo

Em função do delineamento metodológico utilizado no estudo, os resultados obtidos, podem sofrer significativa influência de determinados aspectos inerentes ao procedimento experimental utilizado. Como limitações são comuns a todos os procedimentos experimentais, torna-se necessário descrevê-las e considerá-las na discussão visando garantir o correto entendimento dos resultados. Sendo assim, encontram-se descritas a seguir as limitações metodológicas mais relevantes para a compreensão dos dados.

Neste estudo, os cálculos dos parâmetros cinéticos do golpe foram baseados na modelagem biomecânica do *Plug in Gait* (PiG) da Vicon, de acordo com estudos de Davis et al. (1991) e Kabada, Ramakrishnan e Wootten (1990). Para tanto, é determinante um posicionamento correto dos marcadores reflexivos em cada ponto anatômico determinado pelo modelo. Visando reduzir os erros típicos dos instrumentos, um único pesquisador foi responsável por posicionar os marcadores reflexivos em todos os voluntários. Contudo, deve-se considerar a existência de uma variabilidade intra-avaliador. Esse erro é propagado nos cálculos de dinâmica inversa, os quais levam em consideração as dimensões de cada segmento analisado, o que pode ter afetado os resultados.

Todas as coletas de dados foram realizadas em ambiente laboratorial, com os voluntários sem a vestimenta própria do Karatê, com marcadores reflexivos fixados ao corpo e com um posicionamento dos pés pré-estabelecido pelas dimensões das plataformas de força. As restrições impostas pelo ambiente, pelos equipamentos utilizados e condições de coleta podem causar alterações na execução do golpe, criando-se uma situação diferente da encontrada na realidade. Infelizmente, esse efeito retroativo é uma limitação metodológica quase inevitável para a maioria dos procedimentos experimentais, principalmente quando a obtenção dos dados ocorre em laboratório e envolve diferentes sistemas de aquisição simultaneamente, como é o caso.

Em função do modelo escolhido (ROBERTSON; WINTER, 1980), o presente estudo limitou-se à análise da transferência de energia mecânica entre os segmentos adjacentes, sem levar em consideração os músculos biarticulares que podem transferir energia entre os segmentos não adjacentes (PRILUTSKY; ZATSIORSKY, 1994).

Estudos sobre transferência de energia mecânica durante a marcha sugerem que a transferência de energia passiva mecânica, proveniente do produto da força de reação articular e da velocidade linear da extremidade distal de um segmento com a extremidade proximal do segmento adjacente, apresenta pouca influência no total de energia transferida entre segmentos

(ROBERTSON; WINTER, 1980; UMBERGER et al., 2013; WINTER; ROBERTSON, 1978). Assim, com o propósito de simplificar a análise, o presente estudo se restringiu a analisar somente a transferência de energia mecânica pelos músculos, o que pode influenciar nos valores obtidos.

6. CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar parâmetros biomecânicos capazes de diferenciar o desempenho de caratecas faixa preta e faixa branca durante a execução do *Mae geri*. Caratecas faixa preta apresentaram maiores valores de velocidades lineares dos segmentos durante o *Mae geri* e consequentemente menor duração total do golpe. O comportamento das curvas de velocidade linear dos segmentos indica que os caratecas faixa preta se aproveitam melhor da coordenação de impulsos parciais para terem melhor desempenho no golpe.

Os valores de torques e velocidades angulares foram superiores em caratecas faixa preta, resultando em maior potência articular durante todo o golpe.

Caratecas faixa preta apresentam maiores magnitudes de geração, absorção e transferência de energia entre os segmentos. Caratecas faixa preta e faixa branca apresentam comportamentos semelhantes das curvas de transferência de energia mecânica durante a maior parte do golpe. No instante final do golpe, caratecas faixa preta realizam uma transferência de energia mecânica segmento proximal para o segmento distal em todas as articulações, sendo um fator determinante para o melhor desempenho no golpe.

Portanto, das hipóteses estabelecidas inicialmente, pode-se: aceitar H1 e H3, ou seja, caratecas faixa preta se aproveitam melhor da coordenação de impulsos parciais para realizar o golpe numa sequência proximal-distal e o comportamento da transferência de energia mecânica entre os segmentos é diferente entre os caratecas faixa preta e faixa branca especialmente no instante final do golpe. Da mesma forma, foi refutada H2, ou seja, durante o golpe ocorre a troca no sentido transferência de energia mecânica de proximal-distal para distal-proximal em todas articulações analisadas.

REFERÊNCIAS

- AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento : fundamentos , métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 21, n. dez, p. 61–85, 2007.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. A biomecânica em educação física e esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 25, n. dez, p. 15–24, dez. 2011.
- ARRIAZA, R. et al. The injury profile of Karate World Championships: New rules, less injuries. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 17, n. 12, p. 1437–1442, 2009.
- CALDWELL, G. E.; FORRESTER, L. W. Estimates of mechanical work and energy transfers: demonstration of a rigid body power model of the recovery leg in gait. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 24, n. 12, p. 1396–1412, 1992.
- CHAABÈNE, H. et al. Physical and physiological profile of elite karate athletes. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 42, n. 10, p. 829–43, 1 out. 2012.
- CYNARSKI, W. et al. Changes in foot pressure on the ground during mae-geri kekomi (front kick) in karate athlete - case study. **Physical education of students**, v. 22, n. 1, p. 12, 2018.
- CZERNIECKI, J. M.; GITTER, A. J.; BECK, J. C. Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 717–722, 1996.
- DAVIS, R. B. et al. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**, v. 10, n. 5, p. 575–587, 1991.
- DIACU, F. On the Dynamics of Karate. **Martial arts and Math**, p. 9–11, 2003.
- DWORAK, L. B.; DZIEWIECKI, K.; MACZYNSKI, J. **Characteristics of Kinematics and Kinetics os Strokes in Karate - Biomechanical Approach**. Beijing, China: [s.n.]. v. Anais
- ELFTMAN, H. FORCES AND ENERGY CHANGES IN THE LEG DURING WALKING. **American Journal of Physiology-Legacy Content**, v. 125, n. 2, p. 339–356, 31 jan. 1939a.
- ELFTMAN, H. THE FUNCTION OF MUSCLES IN LOCOMOTION. **American Journal of Physiology-Legacy Content**, v. 125, n. 2, p. 357–366, 31 jan. 1939b.
- ESTEVAN, I. et al. Comparison of Lower Limb Segments Kinematics in a Taekwondo Kick. An Approach to the Proximal to Distal Motion. **Journal of Human Kinetics**, v. 47, n. 1, p. 41–49, 2015.
- FREGLY, B. J.; ZAJAC, F. E. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 1, p. 81–90, 1996.

FUNAKOSHI, G. **KARATE-DO KYOHAN - The master text**. 1. ed. [s.l.] Kodansha International Ltd., 1973.

GIANINO, C. Physics of Karate . Kinematics analysis of karate techniques by a digital movie camera. **Latin-American Journal of Physics Education**, v. 4, n. 1, p. 32–34, 2010.

GOETHEL, M. F. **INDICADORES BIOMECÂNICOS DO KARATE DE ALTO NÍVEL**. [s.l.] Universidade Estadual Paulista, 2015.

HOCHMUTH, G. **Biomecánica de los movimientos deportivos**. Madrid: Ciencia Deporte, 1973.

JUNIOR, N. K. M. Velocidade do soco e do chute do karatê: uma meta-análise. **EFDeportes.com**, n. 169, p. 5–11, 2012.

KABADA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 8, p. 397, 1990.

MARTIN, C. et al. Energy Flow Analysis During the Tennis Serve Comparison Between Injured and Noninjured Tennis Players. **the American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 22, p. 2751–2760, 2014.

MARTINS, C. J.; KANASHIRO, C. Bujutsu, Budô, esporte de luta: a via do Karate-do. **Motriz. Revista de Educação Física. UNESP**, v. 16, n. 3, p. 638–648, 12 abr. 2010.

MORRISON, J. B. The mechanics of muscle function in locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 3, n. 4, p. 431–451, 1970.

NAKAYAMA, M. **Karatê dinâmico**. 1. ed. [s.l.] Cultrix, 2004.

NAKAZAWA, A. The Shotokan karate reader for RECR 150D Beginning Shotokan karate, from Selected topics in Shotokan karate. **Alaska Shotokan karate**, 1999.

NOVAK, A. C. et al. Mechanical energy transfers across lower limb segments during stair ascent and descent in young and healthy older adults. **Gait and Posture**, v. 34, n. 3, p. 384–390, 2011.

OLIVEIRA, L. M. DE et al. **SIMETRIA INTERMEMBROS NO DESEMPENHO DO CHUTE MAE-GERI DO KARATÊ**. Disponível em: <<https://portalrevistas.ucb.br/index.php/RBCM/article/view/901/899>>.

PEARSON, J. N. Kinematics and Kinetics of Taekwon-Do turning Kick. p. 85, 1997.

PORTELA, B. S. et al. Kinematics analysis of the front kick with and without impact on traditional karate. **Archives of Budo**, v. 10, p. 47–51, 2014.

POZO, J.; BASTIEN, G.; DIERICK, F. kick: Comparison of national and international standard karate athletes. **Journal of Sports Sciences**, v. 29, n. 14, p. 1553–1561, 2011.

PRILUTSKY, B. I.; ZATSIORSKY, V. M. Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. **Journal of**

Biomechanics, v. 27, n. 1, p. 25–34, 1994.

PUTNAM, C. A. A segment interaction analysis of proximal-distal sequential segment motion patterns. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 1, p. 130–144, 1991.

PUTNAM, C. A. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. SUPPL. 1, p. 125–135, 1993.

ROBERTSON, D. et al. Biomechanics of the karate front kick. **World Congress ...**, p. 80, 2002.

ROBERTSON, D. G. E.; WINTER, D. A. Mechanical Energy Generation , Absorption and Transfer Amongst Segments During Walking *. **Journal of Biomechanics**, v. 13, n. April, p. 845–854, 1980.

ROBERTSON, D.; MOSHER, R. Work and Power of the leg muscles in soccer kicking. **Biomechanics**, v. IX, n. b, p. 533–538, 1985.

ROBERTSON, G. et al. **Research Methods in Biomechanics**. 2nd. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2014.

RODRIGUES, A. L. DE P.; OLIVEIRA, F. C. DE; BANJA, T. L. ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DO GOLPE MAE-GERI. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 11, n. 65, p. 261–268, 2017.

ROSSI, L.; TIRAPEGUI, J. Avaliação antropométrica de atletas de Karatê. **Revista Brasileira de Ciências e Movimento**, v. 15, n. 3, p. 39–46, 2007.

SAMPAIO, I. B. M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. [s.l.: s.n.].

SBRICCOLI, P. et al. Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 6, p. 1269–1280, 2010.

SFORZA, C. et al. REPEATABILITY OF MAE-GERI-KEAGE IN TRADITIONAL KARATE: A THREE-DIMENSIONAL ANALYSIS WITH BLACK-BELT KARATEKA. **Perceptual and Motor Skills**, v. 95, p. 433–444, 2002.

SIEGEL, K. L.; KEPPLER, T. M.; STANHOPE, S. J. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. **Gait and Posture**, v. 19, n. 1, p. 69–75, 2004.

SØRENSEN, H. et al. Dynamics of the martial arts high front kick. **Journal of sports sciences**, v. 14, n. 6, p. 483–495, 1996.

STEVENS, J. **Três mestres do Budo: Kano (judô), Funakoshi (Karatê), Ueshiba (aikido)**. 1 ed ed. São Paulo: Cultrix, 2007.

TAGNIN, A. C. G. **O verdadeiro caminho do Karatê**. São Paulo: Rodolivos, 1975.

UMBERGER, B. R. et al. Generation, absorption, and transfer of mechanical energy during walking in children. **Medical Engineering and Physics**, v. 35, n. 5, p. 644–651, 2013.

VENCESBRITO, A. M. et al. Avaliação Eletromiográfica e cinemática do pontapé mae-geri em karatecas de elite competitiva e karatecas cinto negro não competidores. **Revista da uiips**, v. 2, n. 3, p. 84–103, 2014a.

VENCESBRITO, A. M. et al. Characterization of kinesiological patterns of the frontal kick, mae-geri, in karate experts and non-karate practitioners. **Revista de Artes Marciales Asiáticas**, v. 9, n. 1, p. 20, 27 mar. 2014b.

VICON. **Plug-in Gait - Product Guide**. Disponível em: <<https://www.vicon.com/downloads/documentation/vicon-documentation/plug-in-gait-product-guide>>.

WANG, H.-C. et al. Muscle Recruitment Patterns and Consistency, and Their Correlation With Motor Time During a Karate Front Kick. **Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications**, v. 25, n. 06, p. 1350059, 2013.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2nd. ed. [s.l.] Wiley-Interscience, 1990.

WINTER, D. A.; QUANBURY, A. O.; REIMER, G. D. Analysis of instantaneous energy of normal gait. **Journal of Biomechanics**, v. 9, n. 4, p. 253–257, jan. 1976.

WINTER, D. A.; ROBERTSON, D. G. E. Joint torque and energy patterns in normal gait. **Biological Cybernetics**, v. 29, n. 3, p. 137–142, jan. 1978.

WORLD KARATE FEDERATION. **Kata and Kumite Competition Rules Contents**. Disponível em: <<https://www.wkf.net/ksport-rules-regulations.php>>.

WORLD KARATE FEDERATION. **Dan grade regulation**. Disponível em: <[https://wkf.net/pdf/rules/WKF Dan Grade Regulation.pdf-eng.pdf](https://wkf.net/pdf/rules/WKF%20Dan%20Grade%20Regulation.pdf-eng.pdf)>.

YAMAZAKI, N.; OHTA, K.; OHGI, Y. Mechanical energy transfer by internal force during the swing phase of running. **Procedia Engineering**, v. 34, p. 772–777, 2012.

ANEXOS

ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - Comitê de Ética em Pesquisa

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Instruções para preenchimento ao final)

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO INDIVÍDUO:

Documento de identidade Nº: _____ Gênero: M___ F___

Data de nascimento: ____ / ____ / ____.

Endereço: _____

Bairro: _____ Cidade: _____ CEP: _____

Telefone: _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA: Aspectos biomecânicos de golpes de impacto realizados por atletas de artes marciais mistas

2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

3. CARGO/FUNÇÃO: Professor Associado

4. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

☒ Risco mínimo ☐ Risco baixo ☐ Risco médio ☐ Risco maior (probabilidade mínima de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

1. JUSTIFICATIVA E OS OBJETIVOS DA PESQUISA

O entendimento acerca da cinemática e cinética de golpes realizados por atletas de MMA ainda é escasso. Compreender a mecânica do golpe pode contribuir com treinadores na estratégia de

treinamento utilizada, e então melhorar o desempenho dos atletas. Portanto, o objetivo do estudo será avaliar os parâmetros cinéticos e cinemáticos que influenciam no desempenho de golpes de impacto e comparar praticantes de diferentes níveis de treinamento.

2. PROCEDIMENTOS QUE SERÃO UTILIZADOS E PROPÓSITOS

Os voluntários serão submetidos à avaliação antropométrica para determinação de pontos anatômicos e posicionamento dos marcadores reflexivos. Cada sujeito realizará diferentes tipos de golpes de impacto específicos da arte marcial que pratica, sendo 5 repetições para cada golpe. Previamente a avaliação dos golpes será dado ao voluntário 5 minutos para aquecimento. Durante os golpes serão coletados dados de cinemetria e dinamometria.

3. DESCONFORTOS E RISCOS ESPERADOS

Os exercícios utilizados para realizar as coletas de dados de cinemetria e dinamometria fazem parte da rotina de treinamento e os testes serão realizados de forma não invasiva. Dessa forma, não se esperam riscos à integridade física associados à sua participação na pesquisa. Após a sessão de testes você poderá sentir uma dor muscular que poderá durar até 48 horas.

4. BENEFÍCIOS QUE PODERÃO SER OBTIDOS:

Colaborar com a ciência na prescrição do treinamento por parte dos profissionais de artes marciais com objetivo de melhora no desempenho dos praticantes.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA

Nós estamos à disposição para esclarecer eventuais dúvidas, sobre os procedimentos e resultados do estudo. Você tem o direito de se retirar a qualquer momento, sem que isso provoque qualquer transtorno. Nós asseguramos o sigilo, confidencialidade e privacidade dos dados. A Universidade de São Paulo coloca à disponibilidade a assistência no Hospital Universitário (HU) para eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão, Professor Orientador (jcserrao@usp.br)

Rafael Soncin Ribeiro, Mestre em Ciências do Esporte (rafaelsoncin@usp.br)

ENDEREÇO: Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo. Rua Professor Mello Moraes, 65 – Cidade Universitária – CEP: 05508-900. Tel: (11) 3091-3184.

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Eu, _____, RG , CPF _____, declaro que li as informações contidas no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do projeto intitulado “Aspectos biomecânicos de golpes de impacto realizados por atletas de artes marciais mistas”, que tem como pesquisador responsável Eduardo Borges e, fui devidamente informado (a) dos procedimentos que serão utilizados, riscos e desconfortos, benefícios, custo/reembolso dos participantes, confidencialidade da pesquisa e concordo em participar.

Foi-me garantido também que posso retirar o consentimento a qualquer momento, sem que isso leve a qualquer penalidade.

Declaro ainda que recebi uma via do Termo de Consentimento.

São Paulo, _____ de _____ de 20____ .

Assinatura do sujeito da pesquisa

Assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

INSTRUÇÕES PARA PREENCHIMENTO

(Resolução Conselho Nacional de Saúde 196, de 10 outubro 1996)

1. Este termo conterá o registro das informações que o pesquisador fornecerá ao sujeito da pesquisa, em linguagem clara e acessível, evitando-se vocábulos técnicos não compatíveis com o grau de conhecimento do interlocutor.
2. A avaliação do grau de risco deve ser minuciosa, levando em conta qualquer possibilidade de intervenção e de dano à integridade física do sujeito da pesquisa.
3. O formulário poderá ser preenchido em letra de forma legível, datilografia ou meios eletrônicos.
4. Este termo deverá ser elaborado em duas vias, ficando uma via em poder do paciente ou seu representante legal e outra deverá ser juntada ao prontuário do paciente.
5. A via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido submetida à análise do Comitê de Ética em Pesquisa - CEP deverá ser idêntica àquela que será fornecida ao sujeito da pesquisa.