



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
INSTITUTO DE BIOSCIÊNCIAS - RIO CLARO**



PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIA

**ANÁLISE DE PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E CINEMÁTICOS DOS CHUTES BANDAL
CHAGUI E DOLHÔ CHAGUI DO TAEKWONDO**

PEDRO VIEIRA SARMET MOREIRA

**Setembro
2015**

Pedro Vieira Sarmet Moreira

**ANÁLISE DE PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E CINEMÁTICOS DOS CHUTES BANDAL
CHAGUI E DOLHÔ CHAGUI DO TAEKWONDO**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do
Campus de Rio Claro, Universidade Estadual
Paulista, como parte dos requisitos para a
obtenção do título de doutor pelo programa de
Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e
Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Rio Claro-SP

2015

SUMÁRIO	Página
1 APRESENTAÇÃO.....	4
2 INTRODUÇÃO.....	5
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	7
3.1 <i>Desempenho no Taekwondo.....</i>	<i>7</i>
3.2 <i>Força Explosiva</i>	<i>9</i>
3.3 <i>Potência Muscular.....</i>	<i>12</i>
3.4 <i>Ciclo Muscular Alonga Encurta</i>	<i>14</i>
3.5 <i>Coordenação</i>	<i>15</i>
3.6 <i>Cocontração</i>	<i>16</i>
3.7 <i>Amplitude de Movimento</i>	<i>19</i>
3.8 <i>Variabilidade Motora: Consistência vs Flexibilidade Adaptativa.....</i>	<i>20</i>
3.9 <i>Padrão Técnico do Chute Semi Circular</i>	<i>24</i>
4 JUSTIFICATIVA.....	25
5 ARTIGOS.....	27
5.1 <i>Artigo 1</i>	<i>27</i>
5.2 <i>Artigo 2</i>	<i>52</i>
5.3 <i>Artigo 3</i>	<i>75</i>
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	94
7 REFERÊNCIAS	95
8 ANEXOS.....	110

1 - APRESENTAÇÃO

A presente Tese de Doutorado foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista (campus de Rio Claro), sob a orientação do Prof. Dr. Mauro Gonçalves e constará de uma breve introdução sobre o histórico do taekwondo e seu desenvolvimento como esporte olímpico, seguida por um capítulo dedicado à revisão de literatura com o objetivo de contextualizar o tema principal. A seguir, por uma questão organizacional este tema está desmembrado em 3 artigos científicos, cada um respondendo a um objetivo específico da tese. Por fim, será apresentado um breve capítulo de considerações finais e as referências relativas à introdução e revisão de literatura. Abaixo estão listados os títulos dos artigos científicos que compõe esta Tese de Doutorado:

- Artigo 1: Desempenho neuromuscular do *Dolho Chagui*: comparação de taekwondistas de elite e sub-elite.
- Artigo 2: Desempenho neuromuscular do *Bandal Chagui*: comparação de taekwondistas de elite e sub-elite.
- Artigo 3: Torque isocinético de membros inferiores de atletas de diferentes níveis de taekwondo: associação com o desempenho biomecânico de chutes.

2 - INTRODUÇÃO

O Taekwondo (que significa “caminho dos pés e das mãos”) surgiu na Coreia há aproximadamente 2 mil anos. A Coreia, no ano de 670 a.C. era dividida em três reinos: Silla, Koguryo e Baek J. Silla era a menor das três dinastias e era constantemente invadida e saqueada pelos vizinhos. Durante o reinado de Chin Heung, os jovens aristocratas e os militares formaram um grupo que foi chamado de Hwarang-do (Negrão, 2013). Para os combates, eles treinavam com lanças, arco e flecha, espada e também praticavam muito a disciplina mental, desenvolvendo várias formas de lutas com os pés e as mãos, como o soo-bak e o taekyon (antigas artes marciais coreana que originaram o Taekwondo). Pelo estudo da história de Koryo (dinastia entre os anos de 935 e 1392), pode-se afirmar que o Taekwondo, então chamado de soo-bak, era praticado não somente como ginástica e esporte, mas também como arte marcial de alto valor (Lopes, 2009).

Mas o Japão teve domínio da Coreia durante 36 anos, e neste período, o Taekyon foi proibido pelos coreanos, enquanto o Caratê foi introduzido na Coreia. Contudo, o Taekyon nunca deixou de ser praticado, embora de maneira clandestina. Somente quando os japoneses foram derrotados na Segunda Guerra Mundial, em 1945, os coreanos voltaram a treinar o Taekyon abertamente (Lopes, 2009). Dez anos mais tarde, já com a Coreia dividida, graças ao general Choi Hong Hi fundador do estilo Oh Do Kwan, reuniu esforços e, após diversas dissidências, conseguiu, em 11 de abril de 1955, a união das diversas escolas e estilos que existiam na Coreia sob o nome de Taekwondo (Turco, 2006; Negrão, 2013).

Em 22 de março de 1966, foi fundada pelo general Choi, na Coreia do Sul, a International Taekwon-do Federation (I.T.F.), que enviou professores pelo mundo para a divulgação da luta, unificou vários estilos e resgatou várias técnicas de chutes, que eram muito valorizados no Taekyon (Lopes, 2009). Já na década de 1970, problemas políticos obrigaram o general Choi a se exilar, levando consigo a sua federação para o Canadá, então se formou na Coreia do Sul, a WTF (World Taekwondo Federation – Federação Mundial de Taekwondo), em 28 de maio de 1973, que passou a subsidiar mestres, formando um instrumento marcial controlado pelo governo coreano (estilo Kukkiwon), com ênfase em competições olímpicas (CBTKD, 2013; WTF, 2013).

Em 1980, o Taekwondo conseguiu tornar-se uma modalidade oficial de competição pelo Comitê Olímpico Internacional (COI), sendo incluído nos Jogos Pan-Americanos e Jogos Sul-Americanos. Devido a grande divulgação e sucesso da arte, após participar como modalidade demonstrativa nos Jogos Olímpicos de Seul em 1988 e Barcelona em 1992, foi incluída em definitivo a partir das Olimpíadas de Sydney, na Austrália, em 2000 (Duarte, 2004).

O Taekwondo foi trazido ao Brasil no ano de 1970, na cidade de São Paulo, pelo grão mestre Sang Min Cho enviado oficialmente pela International Taekwondo Federation. Mais tarde vieram outros mestres, que também proporcionaram um desenvolvimento maior da arte no Brasil. Em 1973, o mestre Woo Jae Lee, promoveu a 1ª Competição de Taekwondo no Brasil, que foi o Campeonato Carioca. Neste mesmo ano, em julho, realiza-se em São Paulo o 1º Campeonato Brasileiro de Taekwondo (Negrão, 2013).

Em 1974, com o sucesso da arte marcial aqui no Brasil, o Taekwondo foi reconhecido como esporte brasileiro pelo Conselho Nacional de Desportes (C.N.D.) sendo criada a Associação Brasileira de Taekwondo (A.B.T.) e sua vinculação ao Comitê Olímpico Brasileiro (COB). Com a reforma estatutária, a A.B.T. passou a ser a Confederação Brasileira de Taekwondo (C.B.T.K.D.). Embora existam importantes federações de Taekwondo no mundo, o COB reconhece apenas uma, a WTF, cuja CBTKD está filiada (CBTKD, 2013). Uma vez que o Taekwondo se tornou uma modalidade olímpica, a investigação centrada nos parâmetros determinantes do desempenho nesta modalidade se justifica.

3 – REVISÃO DE LITERATURA

3.1 – Desempenho no Taekwondo

O Taekwondo (TKD) competitivo é uma modalidade olímpica em que a maior parte dos pontos (98% a 100%) derivam de chutes (Kazemi et al., 2010; Kazemi et AL., 2006; Jakubiak & Saunders, 2008). Existem vários chutes no Taekwondo, mas somente alguns são frequentemente usados em um combate, como o Chute Semi Circular (CSC) sendo o mais popular. Lee (1998) demonstrou que o CSC constitui 50% de todos os chutes utilizados em combate. Em adição, 89% de todos os pontos marcados em competição são garantidos pelo CSC.

No Taekwondo, os competidores devem ser hábeis em se moverem com alta velocidade e potência (Kazemi et al., 2010). A velocidade do chute de TKD é extremamente importante, pois ataques em altas velocidades permitem menos tempo para que o oponente responda, tornando a obtenção de pontos mais provável (Kim et al., 2010; Jakubiak & Saunders, 2008). Porém, quase a metade dos pontos marcados em um combate (46% da pontuação de campeões e 47% da pontuação das campeãs olímpicas) é causada por contra-ataque (Kazemi et al., 2006). Quanto à importância da velocidade das técnicas de ataque, o mesmo pode ser dito em relação às de contra-ataque, pois a anulação do contra-ataque depende desta variável cinemática. Isto faz sentido porque o contra-ataque deve atingir o alvo antes que o ataque do oponente marque um ponto e desequilibre o centro de gravidade do defensor, reduzindo a eficiência do contra-ataque. Para que tanto os chutes de ataque como os de contra-ataque sejam realizados de forma eficiente, é necessário que eles sejam iniciados no tempo correto, o que depende do tempo de reação (TR), que demanda o mesmo tempo que a própria realização das técnicas (Hermann et al., 2008). Com importância especial ao tempo de reação de escolha (TRE), pois este está naturalmente associado à capacidade da rápida escolha da melhor resposta a estímulos relativamente imprevisíveis, como no caso dos combates.

O chute é um movimento balístico e complexo, e como tal, ele pode ser influenciado tanto pela produção de força muscular como pelo nível coordenativo dos atletas (Manolopolus & Papadopoulos, 2006; Agaard, 2002; Ross et al, 2001; Sørensen et al, 1996;

Duchateau et al, 2006). Embora alguns treinadores possam dar maior importância à força muscular e outros às características coordenativas, a magnitude relativa de cada uma de suas importâncias na velocidade de chute de Taekwondo nunca foi mostrada anteriormente.

Um assunto chave para treinadores e atletas é a eficiência do treinamento, que é conseguida com os maiores ganhos em desempenho para uma determinada quantidade realizada de esforço (Robins et al., 2010; Young, 2006). Para conseguir esta eficiência, é necessário identificar e entender os principais fatores que podem influenciar o desempenho, seus mecanismos de funcionamento e, se possível, a relativa contribuição de cada um destes fatores para o objetivo final do desempenho.

Machado et al. (2010) demonstraram que o desempenho muscular de lutadores de Taekwondo não depende apenas da capacidade de contração muscular, mas também depende da coordenação motora. No atual estudo, a velocidade de chute pode ser considerada como o desempenho. No esquema 1, são demonstradas por meio de um fluxograma, as relações teóricas entre os parâmetros de força explosiva (PFE) e os parâmetros de Coordenação (PCO) com a velocidade de chute do Taekwondo.

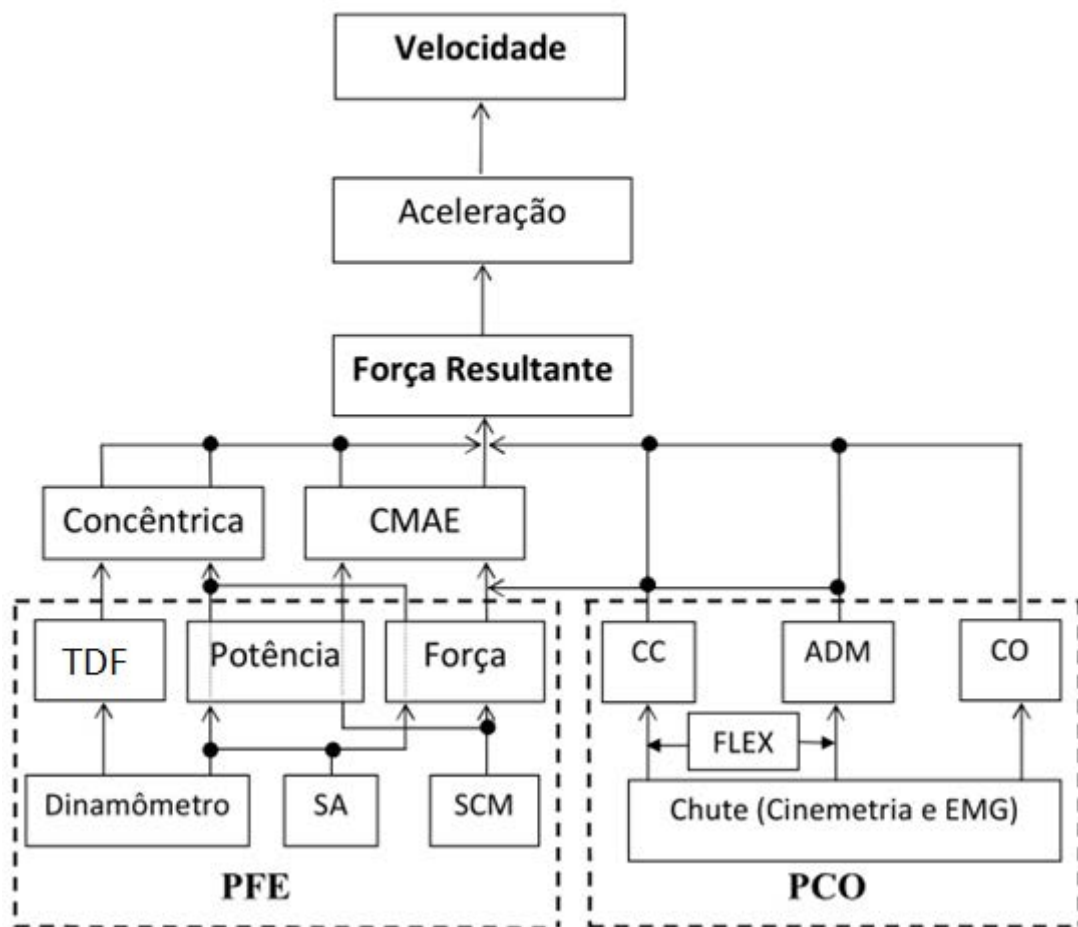
3.2 – Força Explosiva

Embora a força explosiva seja frequentemente considerada como sinônimo de taxa de desenvolvimento de força isométrica (Aagaard et al., 2002; Newton & Kraemer, 1994), na maior parte dos esportes (como no Taekwondo), a força é frequentemente manifestada de forma dinâmica (West et al., 2011; Ball et al., 2011; Dinn & Behm, 2007; Mallissoux et al., 2006; Manolopoulos et al., 2006; Cronin & Hansen, 2005); e após algum alongamento do complexo músculo-tendinoso ou contração excêntrica (Sheppard & Doyle, 2008; Markóvic et al., 2005; McEvoy & Newton, 1998; Newton & Kraemer, 1994). Por esta razão, a taxa de desenvolvimento de força, a potência muscular e o ciclo-muscular-alonga-encurta serão abordados neste projeto.

Quando o tempo é limitado durante ações potentes, como no caso dos chutes de Taekwondo, que duram de 230ms a 300ms (Kim et al., 2011; Falco et al., 2009), o músculo deve exercer tanta força quanto possível em uma pequena quantidade de tempo. Medidas de força explosiva relacionadas a movimentos rápidos podem ser obtidas através da taxa de desenvolvimento de força (TDF) ou taxa de desenvolvimento de torque (TDT) (Zebis et al., 2011; Duchateau et al., 2006; Aagaard et al., 2002; Ross et al., 2001) (Figura 1). A TDF é considerada de maior importância em muitos esportes que envolvem contrações musculares realizadas tão rapidamente quanto possível (“contrações balísticas”) (Khamoui et al., 2011; Ross et al., 2001) e pode ser definida como a taxa de subida da força contrátil da fase inicial da contração muscular (Aagaard et al., 2002, Schmidtbleicher & Buehrle, 1987). A TDF tem importante significado funcional em contrações fortes e rápidas (West et al., 2011; Khamoui et al., 2011)

A TDF é em parte influenciada pelas propriedades musculares, tais como o tamanho do músculo, a área relativa de fibras rápidas, e a composição das isoformas de miosina (Harridge et al., 1996; Hakkinen et al., 1985a, 1985b), assim como a magnitude dos sinais eferentes dos motoneurônios na fase inicial de contração exercem uma influência forte e positiva na TDF (Aagaard, 2003; Aagaard et al., 2002; Hakkinen et al., 1985 b). Mas a TDF também é influenciada pela rigidez da estrutura tendinosa, que pode ser responsável por mais que 30% da variação na TDF, devido a uma transmissão de força mais efetiva dos elementos contráteis para o osso (Bojsen-Moller et al., 2005).

Por exemplo, movimentos rápidos como os da corrida de velocidade, do caratê, ou boxe, tipicamente envolvem contrações de duração entre 50-250ms (Khamoui et al., 2011; West et al., 2011; Aagaard, 2002). Tais movimentos têm as mesmas características dos chutes de Taekwondo (movimentos rápidos sem sobrecarga). Em contraste, a força máxima na maior parte dos músculos humanos demanda um longo tempo para ser alcançada, i.e., mais que 300 ms (Sukop & Nelson, 1974; Thorstensson et al., 1976). Contudo, durante movimentos rápidos dos membros, o pequeno tempo de contração não permite que a máxima força muscular seja alcançada. Como resultado, qualquer incremento da TDF se torna altamente importante por permitir que altos níveis de força sejam alcançados nas fases iniciais da contração muscular, ou seja, dentro dos 50-200 ms de contração (Khamoui et al., 2011; Aagaard, 2002).

ESQUEMA 1 – Parâmetros de Influência do desempenho de Chute

- | | |
|--|---|
| a) PFE – Parâmetros de Força Explosiva | f) TDF - Taxa de Desenvolvimento de Força |
| b) PCO – Parâmetros Coordenativos | g) CC – Cocontração |
| c) CMAE – Contração Muscular no Ciclo Alonga Encurta | h) ADM – Amplitude de Movimento |
| d) SA – Salto da posição Agachada | i) FLEX – Flexibilidade |
| e) SCM – Salto com Contra Movimento | j) CO – Consistência Motora |

3.3 – Potência Muscular

A potência muscular ideal é a medida da capacidade de realizar o maior equilíbrio entre a força de contração muscular e a velocidade de encurtamento do músculo, pois a potência é calculada através do produto da força (ou torque) realizada pela velocidade do encurtamento muscular ou velocidade do deslocamento angular da articulação. A potência pode ser avaliada por diversos métodos, porém os mais comuns são os testes isocinéticos e os saltos verticais (Hansem et al., 2011; Nuzzo et al., 2008; Kellis & Katis., 2007; Aprianono et al., 2006; Cronin & Hansen, 2005). A potência é uma variável de extrema importância para a maior parte dos esportes e possui especial valia para aqueles que envolvem movimentos balísticos, incluindo a corrida de *sprint*, os esportes coletivos e as artes marciais (Hansen et al., 2011; Roschel et al., 2009; Aprianono et al., 2006; Sleivert & Taingahue, 2004). Diversos estudos mostraram associação entre a potência e o desempenho funcional desportivo (Hansen et al., 2011; Roschel et al., 2009; Cronin & Hansen, 2005; Sleivert & Taingahue, 2004). Enquanto outros mostraram melhorias da *performance* após a adesão sistemática dos atletas ao treino de potência (Jakubiak & Saunders, 2008; Dinn & Behn, 2007; Markovic et al., 2007; Manolopoulos et al., 2006).

A potência muscular é determinada por vários fatores (Tipo de Fibra Muscular, velocidade de contração, comprimento do sarcômero, rigidez ao estiramento ou *Stiffnes* da estrutura tendinosa, ângulo de Penação do músculo, comprimento e diâmetro do fascículo muscular; força máxima relativa à massa corporal e da Taxa de Desenvolvimento de Força) (West et al., 2011; Earp et al., 2010; Nuzzo et al., 2008; Bosjen-Moller et al., 2005; Chang et al., 1999; Ivy et al., 1981). A composição muscular quanto aos tipos de fibras (I, IIa e IIb) possui especial importância na determinação da capacidade de produção de potência, pois a potência de pico das fibras musculares rápidas é 4 vezes o valor daquela obtida por fibras lentas. Isto ocorre devido à maior velocidade de encurtamento para uma dada carga (tensão muscular), de forma que em músculos mistos, as fibras rápidas contribuem 2,5 vezes mais que as lentas para a potência total da contração muscular (Faulkner et al., 1981).

Os valores absolutos e relativos de força e velocidade onde se alcança o pico de potência variam entre sujeitos, especialidades desportivas e são influenciados pelo tipo de treino realizado. Mas em termos médios, a força a vencer deve se situar entre 30 a 40% da

contração voluntária máxima isométrica e a velocidade, entre 35 a 45% da máxima obtida contra resistências nulas ou muito baixas (Hill, 1938; Carvalho & Carvalho, 2006, Kaneko et al., 1983). A potência muscular pode ser avaliada por diversos métodos, porém os mais comuns são os testes isocinéticos e os saltos verticais (Hanssem et al., 2011; Nuzzo et al., 2008; Kellis & Katis., 2007; Apriantono et al., 2006; Cronin & Hansen, 2005).

3.4 – Ciclo Muscular Alonga Encurta

A maior parte das atividades explosivas envolvem um contra movimento durante o qual os músculos são primeiro alongados e então encurtados para acelerar o corpo ou membro. Esta ação muscular, conhecida como Ciclo Muscular Alonga Encurta (CMAE) (Komi & Bosco, 1978), envolve processos neurais (Fuso Neuromuscular e Órgão Tendinoso de Golgi) e processos mecânicos (energia elástica dos tendões e pontes cruzadas) (Newton & Kraemer, 1994); e é conhecida pelo realce do desempenho, devido à quantidade de pré alongamento durante o contra movimento (Gerodimos et al., 2008). O CMAE realça a eficiência mecânica por maximizar a fase concêntrica do movimento muscular através do armazenamento e utilização da energia potencial elástica da fase excêntrica. Sua principal contribuição é a de desenvolver a habilidade de gerar o máximo resultado de potência (Neto et al., 2005).

Medidas de deslocamento e potência conseguidas em várias tarefas de saltos verticais tem sido consideradas como componentes integrais de uma bateria completa de teste para vários esportes (Teyl et al., 2010; Sheppard & Doyle, 2008; Hansen et al., 2011; Cronin & Hansen, 2005; Markóvic et al., 2005) porque elas são consideradas medidas válidas de potência de extensão da articulação do joelho perna (Young, 1995). Esta prática é baseada em evidências que demonstram fortes relações entre as medidas de salto vertical e as medidas de desempenho em esportes que requerem extensões potentes de joelho (Hansen et al., 2011; Sheppard & Doyle, 2008; Carlock et al., 2004; Young, 1995). Os principais tipos de saltos verticais em testes e pesquisas são o Salto Agachado (SA), o Salto com Contra Movimento (SCM), e o salto em profundidade (SP), sendo os dois últimos aqueles que avaliam a força no regime CMAE.

3.5 – Coordenação

O chute, assim como o soco, é um movimento multi-articular complexo que requerer altos níveis de coordenação (Falcó et al., 2009; Katis & Kellis, 2007a,b; Manolopoulos et al., 2006; Kim et al., 2011; Din & Behn, 2007). A coordenação pode ser definida como “a habilidade de ativar os músculos apropriados para a execução de um movimento proposto, de uma maneira precisa e efetiva” (Bourbonnais et al., 1992). Wainwright et al. (2008) definem a coordenação como sendo a relação das ações que ocorrem entre as diferentes partes do corpo durante o movimento, que pode ser estereotipada ou mostrar flexibilidade. Um movimento estereotipado é um movimento padronizado, que pode ser avaliado por meio da *consistência motora*. Mas é a *flexibilidade motora*, definida como a “habilidade de um organismo em alterar seu comportamento diante da situação” (Wainwright et al., 2008), que permite a adaptação do movimento às demandas dos eventos e do ambiente.

A coordenação pode ser subdividida em dois tipos: Intermuscular e Intramuscular. A coordenação intermuscular se refere à interação entre músculos que controlam um movimento, mas as adaptações neurais confinadas às fibras de um músculo individual também podem explicar o realce do desempenho pelo treinamento e se referem à coordenação intramuscular (Schmidtbleicher, 1992). Estas adaptações incluem fatores como o aumento do recrutamento de unidades motoras, da taxa de disparo e da sincronização destas unidades, tão bem como a potenciação de reflexos (Behm, 1995; Schmidtbleicher, 1992) e a otimização da *cocontração* (Young 2006; Gollhofer & Schmidtbleicher, 1988), definida como o grau de ativação simultânea de músculos antagonistas (Young, 2006; Gribble et al, 2003).

3.6 – Cocontração

Nos movimentos esportivos, a cocontração pode ter efeitos positivos ou deletérios ao desempenho, dependendo se ela ocorre no momento de desenvolvimento da energia potencial elástica do músculo ou se ocorre no momento da técnica em que a velocidade angular deveria ser máxima. Quando a cocontração ocorre durante a transição de um alongamento muscular para uma subsequente contração dinâmica deste músculo, a cocontração possui efeitos potenciadores do desempenho de força-velocidade, contudo, quando a cocontração ocorre na fase em que a velocidade articular é máxima, esta ação antagonista pode resultar em forças contrárias ao movimento pretendido (Gollhofer & Schmidbleicher, 1988; Young 2006).

O grau de coativação antagonista varia de acordo com a intensidade, o tipo de contração, a velocidade do movimento, o grau de fadiga e o nível de aprendizado ou treinamento. Uma possível adaptação na ativação do *pool* de unidades motoras com o treinamento é a distribuição entre os músculos envolvidos na tarefa (Duchateau et al, 2006).

Alterações na cocontração devido ao treino podem ser relacionadas à mudança na habilidade de focar o comando motor para os músculos apropriados envolvidos na tarefa, por meio da modulação diferencial da inibição intracortical (Zoghi et al, 2003). A facilitação (FIC) e a inibição (IIC) intracortical refletem a atividade cortical de interneurônios, de modo a poderem influenciar positivamente ou negativamente na atividade eletromiográfica (De Luca & Mambrito, 1987, Lévenéz et al, 2005). A cocontração tem sido associada aos estágios iniciais da aprendizagem motora (Darainy & Ostry, 2008) e foi mostrado que, com o treinamento, primeiro, existe um aumento inicial da atividade de todos os músculos (Franklin et al. 2003b; Thoroughman e Shadmehr 1999), e segundo, este aumento é seguido por uma diminuição progressiva na cocontração (Osu et al. 1999; Franklin et al. 2003b; Thoroughman and Shadmehr, 1999; Milner and Cloutier 1993).

A cocontração aumenta com a velocidade (angular) (Gribble and Ostry 1998; Suzuki et al. 2001). Contudo, jogadores de futebol habilidosos, que obtêm maiores valores de velocidades lineares e angulares de membros inferiores durante o chute, mostraram maior atividade agonista e menor atividade antagonista que jogadores menos habilidosos (Bollens et al., 1987; De Proft et al., 1988b). De forma similar, Vences Brito et al. (2014),

demonstraram que caratêcas experientes realizavam o chute frontal do caratê de forma a realizar cocontração do bíceps femoral durante um tempo significativamente menor (na fase de extensão do joelho) que não caratêcas, o que esteve associado à uma menor cocontração média, maior velocidade linear de pico da tíbia, e como resultado, o pico de velocidade foi atingido em um momento mais próximo do instante de impacto.

De forma oposta, em movimentos uniarticulares simples, quando o mesmo grupo de voluntários é submetido a situações experimentais diferentes, os níveis de exigência de precisão de movimento, geralmente estão associados à coativação antagonista, pois Gribble et al. (2003) encontraram uma correlação inversa entre o tamanho do alvo a atingir com os dedos e os níveis de cocontração. De forma similar, Osu et al. (2004) demonstraram que a necessidade de precisão aumenta a magnitude de cocontração e também, que o aumento deliberado da cocontração resulta no aumento da precisão do movimento. Além disto, Missenard & Fernandez (2011) demonstraram que em movimentos uniarticulares simples, realizados por não atletas, o aumento deliberado da cocontração é capaz de aumentar a velocidade de movimento, enquanto preserva sua precisão. Segundo estes autores, por ser menos econômica energeticamente, esta não é uma estratégia preferencial do sistema nervoso central para se adaptar ao aumento das necessidades de precisão à medida que o tamanho dos alvos é diminuído. A estratégia preferencial neste caso seria a diminuição involuntária da velocidade de movimento (Missenard & Fernandez, 2011). Porém, a associação nesta direção, entre tamanho de alvo e cocontração não é um consenso, pois no chute de Taekwondo, Landeo & McIntosh (2008) encontraram o oposto, ou seja, houve correlações significativas positivas entre o nível de cocontração, dos músculos Semitendinoso e Vasto Medial, com o tamanho (Largura, Comprimento e Espessura) do alvo de chute. Este resultado não foi interpretado quanto à exigência de precisão, e sim em virtude da variação da massa dos alvos, o que condicionaria diferentes qualidades de impacto. Segundo estes autores, nos alvos maiores, a maior cocontração serviu pra reduzir a transmissão do impulso angular do segmento proximal (fêmur) para o segmento distal (tíbia), de forma a estabilizar o joelho para o impacto com alvos de maiores massas.

Estes estudos apresentados parecem fundamentar a ideia de que quando o mesmo grupo de atletas realiza movimentos mais rápidos e precisos, serão obtidos índices de cocontração superiores. Além disso, quando a massa dos alvos e, conseqüentemente, o

impacto é aumentado, a cocontração resultante também tende a aumentar. Contudo, quanto à comparação de atletas de diferentes níveis, foram apresentados dados que mostram que o grau de *expertise* esteve associado à diminuição dos índices de cocontração e da rigidez articular resultante. Desta forma, considerando todas as informações apresentadas, pode-se esperar que taekwondistas de elite, mesmo sendo mais rápidos e precisos que atletas de nível inferior, apresentem menores índices de cocontração nos momentos em que a máxima velocidade articular é requerida e apresentem maiores níveis de contração antagonista dos músculos do quadríceps durante a fase de flexão do joelho, que é a fase em que o carregamento da energia potencial elástica destes músculos, no ciclo-muscular-alonga-encurta, é necessário a um alto desempenho de velocidade.

3.7 – Amplitude de Movimento

Outra variável importante é a amplitude de movimento (ADM) articular. De acordo com a mecânica clássica, a velocidade linear instantânea da extremidade de um segmento é o produto da velocidade angular pelo raio entre o eixo de rotação e o ponto analisado da extremidade do segmento, enquanto a velocidade angular final é calculada através da soma da velocidade inicial pela integral da aceleração angular durante a duração total do movimento considerado. Devido à sua influência no tempo de aceleração angular e também na potenciação reflexa do CMAE, a ADM ativa deverá estar associada à velocidade angular da articulação envolvida e à resultante final, ou seja, a velocidade linear do pé. A ADM ativa é um parâmetro cinemático que tem sido associado ao desempenho de vários gestos desportivos que demandam de altas velocidades de movimento das extremidades dos membros ou de implementos, como o arremesso e a batida do Beisebol, a corrida de velocidade e os chutes de futebol (Escamilla et al., 2009; Escamilla et al., 2001; Bushnell & Hanter, 2007; Lyle et al., 2011), contudo, a relação dentre ADM e velocidade precisa ser verificada experimentalmente nos chutes do Taekwondo.

3.8 – Variabilidade Motora: Consistência vs Flexibilidade Adaptativa

Outro aspecto coordenativo importante, do desempenho técnico, que pode estar associado ao grau de expertise no Taekwondo, é a variabilidade motora. A variabilidade foi considerada por muito tempo como um aspecto disfuncional do comportamento humano, representando um grau de ruído a ser eliminado com o aumento da experiência (Davids et al., 2003). De acordo com esta consideração, um alto nível de competência técnica (*expertise*) seria a capacidade de reproduzir um movimento como um robô (Seifert et al., 2011). Mas com o advento da teoria dos sistemas dinâmicos, a flexibilidade de adaptação à uma variedade de restrições tem sido ressaltada (Seifert et al., 2007). Neste contexto, a variabilidade é vista como um mecanismo que permite que os indivíduos adaptem seus movimentos em função dos restrições do organismo, do ambiente e da tarefa, ou seja, daqueles fatores que podem facilitar ou restringir o desenvolvimento da tarefa (Glazier & Davids, 2009; Bartlett et al., 2007; Seifert et al., 2007). Existem várias soluções para um mesmo problema, que são viabilizadas pela variabilidade (*Flexibilidade Motora*), o que facilita a descoberta e adoção de padrões ótimos individualizados de coordenação (Seifert et al., 2011).

Os restrições do ambiente são definidos como sendo aqueles exógenos ao sistema neuromusculoesquelético, e exemplos de restrições ambientais incluem a luminosidade e a temperatura ambiental, informações acústicas, forças gravitacionais e forças de reação exercidas pelo solo e outras superfícies de contato e aparatos (Glazier & Davids, 2009), como no caso dos alvos do chute. Os restrições do organismo foram considerados por Newell (1986), como sendo aqueles que são endógenos ao sistema neuromusculoesquelético. Restrições orgânicas podem ser subdivididos em estruturais e funcionais. Os estruturais tendem a serem os restrições físicos que permanecem relativamente constantes ao longo do tempo, e incluem: estatura, massa e composição corporal; constituição genética; características antropométricas e inerciais (Shemmell et al., 2004). Os restrições funcionais, que possuem uma capacidade de mudança mais rápida, por sua vez, tendem a variar consideravelmente ao longo do tempo e podem ser tanto físicos como psicológicos. Restrições do organismo funcional importantes incluem as intenções, emoções, percepções,

tomada de decisão e memória (Glazier & Davids, 2009). As restrições da tarefa são específicos à tarefa que está sendo realizada. São relacionados aos objetivos da tarefa e às normas que governam os contextos do desempenho, assim como os limites e restrições instrucionais impostos ao desempenho (Glazier & Davids, 2009). Exemplos de restrições da tarefa podem ser a exigência de amplitude articular para a realização da tarefa, assim como a necessidade de ritmo, força ou velocidade.

Uma vez que os restrições impostos a um sistema de movimento dinâmico podem variar continuamente ao longo do tempo, a microestrutura, que neste caso seria o padrão ótimo de coordenação e controle para qualquer atividade motora dada (Tani, 2000), pode mudar de acordo (Glazier & Davids, 2009). Além do mais, como a interpretação consciente e subconsciente destes restrições é dependente da dinâmica intrínseca (i.e. estados preferidos de coordenação e controle baseados na arquitetura do sistema neuro-musculoesquelético, composição genética, experiência prévia da tarefa, emoções, etc.) de cada indivíduo, padrões ótimos de coordenação e controle para cada atividade motora serão sempre específicos a cada indivíduo (Newell et al., 1989). As variações interindividuais de padrões de movimento devem então ser interpretadas como uma macroestrutura específica, resultante do treinamento e da aprendizagem que decorre da exploração dos restrições ao redor, para moldar os padrões funcionais específicos (Tani, 2000).

Verifica-se, portanto, que a variabilidade motora humana não é um atributo exclusivo dos iniciantes, como um recurso para se adaptarem à demanda competitiva, ela também existe em atletas de nível competitivo mundial como uma ferramenta de exploração do ambiente como meio de otimização da técnica relativamente aos seus pontos fortes (ex. físicos, anatômicos, psicológicos, etc). Portanto, Seifert et al. (2011) propuseram um modelo do tipo ampola, para exemplificar a relação entre o grau de *expertise* esportiva e a variabilidade técnica inter-individual. De acordo com este modelo, à medida que aprendizes se desenvolvem na modalidade, até atingir o nível intermediário, a variabilidade *inter-individual* de suas técnicas diminui. Mas à medida que seus níveis desportivos evoluem, de intermediário para elite, esta variabilidade volta a aumentar.

A consistência motora pode ser definida como a reprodutibilidade do padrão motor *intra-individual* para a execução de um movimento em que haja a padronização dos

restrições da tarefa ou do ambiente (Sforza, 2002; Pozo et al., 2011). Enquanto a flexibilidade motora pode ser definida como a capacidade intra-individual de adaptação para a execução de determinada tarefa em que haja diferentes restrições (ex.: velocidade, força, amplitude de movimento, aparecimento de obstáculos, modificação das propriedades do meio, etc). Pode também ser considerada como a capacidade inter-individual de adaptação para realizar uma tarefa padronizada, com a maximização do desempenho relativo a suas diferentes capacidades funcionais (físicas, psicológicas ou antropométricas) (Seifert et al., 2007 e 2011). Portanto, consistência e flexibilidade motora não são capacidades necessariamente opostas. Existem poucos estudos sobre a consistência motora de golpes marciais e estes estudos, geralmente realizados com o Caratê, têm demonstrado que a consistência motora do chute marcial é influenciada pelo gênero, experiência esportiva, nível competitivo, segmento/articulação analisada (Sforza, 2002; Pozo et al., 2011), e pela existência ou não de fadiga (Ann & Ferguson, 2014, Lees et al., 2003).

Sforza et al. (2002) estudou a reprodutibilidade do movimento mae-geri em caratêcas de elite e concluiu que o quadril teve melhor reprodutibilidade que o joelho e o tornozelo. Mas, os resultados de Pozo et al. (2011) estão em desacordo com estes achados, ao mostrar que o joelho teve mais parâmetros cinemáticos com coeficiente de variação com alta repetitividade, para ambos os grupos. O quadril apresentou resultados próximos àqueles do joelho, mas, nessa pesquisa, o tornozelo apresentou os piores resultados. Em concordância, ter bom controle da estabilidade do joelho é essencial para permitir uma melhor execução deste movimento específico (Sbriccoli et al., 2010). Então, uma boa reprodutibilidade da articulação do joelho durante o chute marcial é um fator fundamental para prever o desempenho. Contudo, comparado com atletas de nível nacional, aqueles de nível internacional foram os que mostraram a melhor reprodutibilidade para as três articulações (quadril, joelho e tornozelo) durante o chute (Pozo et al., 2011).

Os atletas internacionais foram também, hábeis na realização de chutes com menos variabilidade do tempo de execução (CV: 2.9%) que os atletas de nível nacional (CV: 6.1%). Atenção especial é dada para a fase de impulso com o solo (“pre-loading phase”), que é considerada como o instante chave para produzir o melhor chute possível (Pozo et al., 2011). Apesar de estes resultados serem interessantes, estas pesquisas foram realizadas com uma técnica bastante simples e que é muito pouco utilizada em competições de Taekwondo. Este

tipo de metodologia embora se apresente bastante interessante, nunca foi utilizada com taekwondistas, de modo que ainda faltam pesquisas com técnicas de utilização frequente em combates.

3.9 – Padrão Técnico do Chute Semicircular:

Para que se possa assimilar, de maneira mais precisa os preceitos teóricos apresentados sobre a relação entre a coordenação e a força/potência muscular, com o desempenho do chute, a apresentação descritiva do padrão técnico do chute analisado torna-se importante.

O chute semicircular é uma habilidade multiplanar, começa com a coxa da perna de chute flexionando e em seguida abduzindo, enquanto o joelho é flexionado, em seguida, o joelho é estendido em um movimento vigoroso, atingindo o oponente com o metatarso do pé, com o tornozelo em flexão plantar (Falco et al., 2009).

A Kukkiwon (1995) complementa esta definição ao se referir ao giro da pélvis e à rotação externa da coxa da perna de suporte, previamente à extensão do joelho da perna de chute. O CSC inicia no plano sagital e termina no plano transverso, pois o alvo (usualmente o tronco ou o rosto) tem uma superfície vertical que é perpendicular ao solo. A máxima abdução e flexão do quadril, e também a máxima rotação interna da coxa da perna de chute ocorre quando o pé finalmente atinge o alvo (Figura 1). O impacto com o alvo ocorre após o pé atingir a máxima velocidade (Kim et al., 2011; Bae, 1992) e o período em que o pé necessita para deixar o solo e atingir o pico de velocidade linear do joelho é de 60% do tempo total do chute, os 40% restantes são usados para a extensão do joelho (Bae, 1992). O chute Semicircular pode ser realizado em duas diferentes alturas: média e alta, almejando atingir o tronco ou a cabeça, respectivamente (Kukkiwon, 1995).

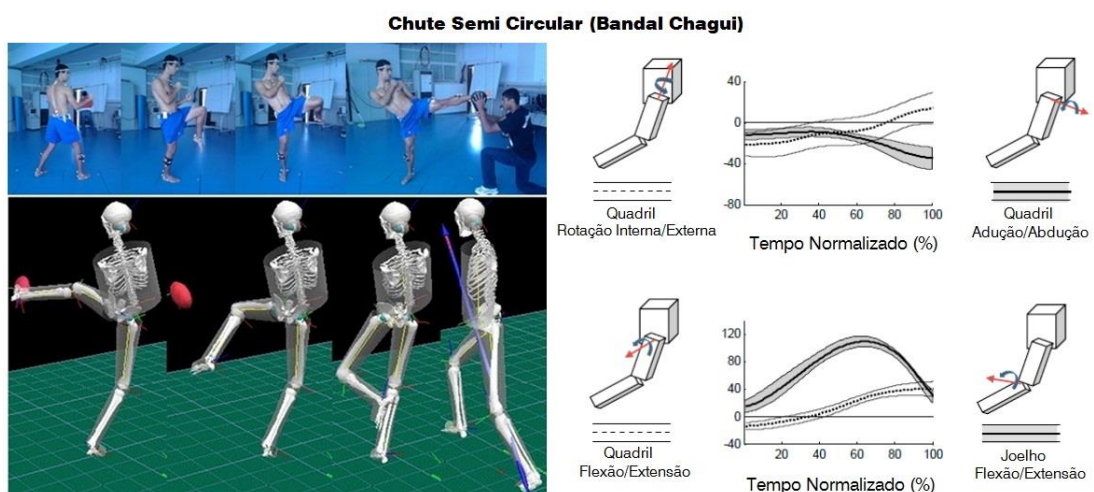


Figura 1 – Técnica e Cinemática do Chute Semicircular. Adaptado de Kim et al., 2011 e Moreira 2010.

4 - JUSTIFICATIVA

O Taekwondo é uma arte marcial coreana que tem ganhado popularidade mundial como atividade de condicionamento físico, método de defesa pessoal e modalidade competitiva. Esta popularidade tem aumentado ao ponto do TKD ter se tornado uma modalidade olímpica oficial nos Jogos Olímpicos de Sydney (2000). Embora a literatura científica sobre esta modalidade tenha apresentado um crescimento significativo nos principais periódicos mundiais relacionados ao esporte, esta ainda é limitada, o que dificulta a orientação científica para o treinamento do Taekwondo devido às dificuldades em se determinar quais as variáveis mais importantes para o desempenho e quais aquelas mais sensíveis em diferenciar atletas de diferentes níveis.

A literatura revisada neste projeto tem apontado que tanto os elementos coordenativos e técnicos, como as características musculares de produção de força e potência podem ter influência no desempenho de velocidade do chute. Especificamente no Taekwondo, não se sabe quais destas variáveis possuem maior associação com o desempenho, considerando que devido à complexidade das técnicas, às exigências de precisão espaço-temporal, e à sensibilidade dos protetores eletrônicos na mensuração do impacto mínimo para a pontuação, as técnicas demandam de um equilíbrio contraditório entre desempenho motor fino e a necessidade de serem executadas com grandes velocidades e potência de impacto. Seguindo a linha de raciocínio apontada pela atual revisão de literatura, pode se esperar que atletas de elite possuam maior controle motor fino dos movimentos que atletas sub-elite, e que isto resulte em uma relação temporal para a contração e relaxamento de cada músculo durante a sequência-próximo-distal, que cause diminuição dos níveis de cocontração nos momentos em que a máxima velocidade articular é requerida e aumento das cocontrações durante o carregamento da energia potencial elástica no ciclo-muscular-alonga-encurta. Esta linha de raciocínio nos auxiliou a formular as hipóteses a serem testadas nos dois primeiros artigos apresentados nesta tese.

Em relação aos mecanismos de contração muscular, para movimentos breves e balísticos sem sobrecarga, como é o caso dos chutes de Taekwondo, a literatura pesquisada enfatiza a importância da taxa de desenvolvimento de força e da potência em contração do

ciclo-muscular-alonga-encurta e isocinética. Contudo, para os elementos coordenativos, existem várias prováveis opções que possam estar relacionadas ao desempenho. Estas opções foram tomadas de exemplos relacionados às próprias técnicas do TKD ou a movimentos similares como os chutes do Caratê e do Futebol, e até mesmo outras tarefas de transmissão próximo distal do impulso, como no arremesso e na batida do Beisebol.

Apesar de haver evidências que mostrem que ambos, a coordenação e a força podem influenciar a velocidade balística, não se sabe ao certo a relativa contribuição de cada um destes fatores para o desempenho no Taekwondo e nem quais destas variáveis realmente diferenciam atletas de elite daqueles de nível inferior (sub-elite). Detectar estas variáveis pode ser extremamente importante para um direcionamento mais eficaz do treinamento, de forma a fornecer aos treinadores, quais parâmetros necessitam de maior atenção, e conseqüente, maior volume de treino, e quais aqueles em que não há a necessidade de tanto investimento em treino. O conhecimento destas informações poderá diminuir as barreiras do conhecimento necessário para facilitar a passagem de vários atletas de nível sub-elite, para um nível de desempenho mais alto, de forma a tornar as categorias de elite nacional ainda mais competitivas e profissionais, a nível internacional.

5 – ARTIGOS

5.1 – Artigo 1

DESEMPENHO NEUROMUSCULAR DO DOLHO CHAGUI: COMPARAÇÃO DE TAEKWONDISTAS DE ELITE E SUB-ELITE

Abstract The purpose of this study was to compare kinematic and neuromuscular parameters of roundhouse (RK) kick in athletes of two different standards. 7 elite and 7 sub-elite black belt taekwondo athletes performed eighteen RK, directed to two randomized height (9 to the head and 9 to the chest), with their dominant lower limb, combining maximum impact and speed, in a selective reaction time design. Angular and linear velocities of dominant leg and pelvis were recorded through 3D kinemetry. Ground reaction force parameters (GRF) were evaluated by force platform and surface electromyographic (sEMG) signals were recorded through wireless system from the Vastus Lateralis (VL), Biceps Femoris (BF), Rectus Femoris (RF), Tensor Fasciae Lata (TFL), Adductor Magnum (AM), Gluteus Maximum (GM), Gluteus Medium (Gmed) and Gastrocnemius Lateralis (GL) muscles of the kicking leg. EMGs data were rectified, filtered and normalized to the maximal value obtained for each muscle over all trials; cocontraction (CI) indexes of antagonist vs. overall (agonist and antagonist) activity were computed for hip abduction and hip and knee in flexion and extension. Premotor time of each muscle, reaction time and kicking time was assessed as well. Timing parameters and sEMG cocontraction index were significantly lower in elite group, while peak of linear (toe, ankle and knee), angular velocities (knee and hip), and GRF were significantly higher in elite than in sub-elite group. We conclude that reaction time, cocontraction, duration and velocity of kick could be useful in selecting top level taekwondo athletes and monitoring their training status.

Keywords Martial arts, kinematic, cocontraction, roundhouse kick

INTRODUÇÃO

O Taekwondo (TKD) é uma arte marcial e esporte olímpico em que o resultado de um combate é determinado pelos pontos marcados por socos e chutes, mas principalmente por técnicas de chutes (Kazemi et al., 2010). A respeito destes movimentos, os chutes semicirculares merecem atenção especial porque estas são as técnicas mais utilizadas em combates, que consequentemente resultam na maior parte dos pontos. (Estevan & Falco, 2013). Entre os chutes semicirculares, o *Dolho Chagui* (chute semicircular direcionado ao rosto) tem aumentado em importância para o combate devido às atualizações nas regras oficiais. Estas regras concedem o triplo de pontos às técnicas direcionadas ao rosto, em relação àquelas direcionadas ao tórax (Estevan and Falco 2013).

Alguns pesquisadores tem estudado o efeito do nível de *expertise* de atletas marciais em seus perfis físicos e fisiológicos (Bridge et al., 2014), ao comparar o desempenho de atletas de diferentes níveis competitivos. Mas apenas alguns pesquisadores realizaram tais comparações em movimentos específicos ao combate (Estevan and Falco 2013; Quinzi et al. 2013) que portanto, são diretamente relevantes para o desempenho. Tem sido demonstrado que o nível de habilidade do chute semicircular, resultante de adaptações neuromusculares dependentes da tarefa, é um fator diferencial na predição do nível competitivo dos atletas (Quinzi et al. 2013).

No Taekwondo, os competidores devem ser hábeis em se moverem em um curto tempo, com alta velocidade e em finalizarem com alta potência de impacto (Kazemi et al. 2010; Falco et al. 2013; Falco et al. 2009; Estevan and Falco 2013). A velocidade de chute e a rapidez são extremamente importantes porque a potência e a energia cinética do impacto são determinados pela velocidade (Falco et al., 2013), porque ataques rápidos permitem menos tempo para que o oponente reaja (Kim et al., 2010; Jakubiak & Saunders, 2008) e porque um contra-ataque eficiente necessita ser mais rápido que o ataque do oponente (Kazemi et al. 2010 and Falco et al. 2013). O desempenho linear dos segmentos de membros inferiores (MI) é um resultado direto de interações entre o momento angular de muitas articulações corporais, principalmente de articulações de membro inferior (Kim et al., 2010; Sørensen et al. 1996). Desta forma, para interpretar os resultados das velocidades lineares

de forma completa, as comparações das velocidades angulares das articulações de MI irá nos fornecer importantes informações de causa-efeito. Contudo, a maior parte das pesquisas com em que a velocidade angular de chutes marciais foi reportada, foi realizada com Caratê (Sbriccoli et al. 2010; Quinzi et al. 2013; Pozo et al., 2011). Com Taekwondo, são conhecidos os estudos de Sorensen et al. (1996), empregando uma técnica não usual (chute frontal) para competições e o estudo de Sullivan et al. (2009), onde foi demonstrado que não houve diferença entre atletas de Taekwondo e Yongmudo.

A interação entre o *drive neural* agonista e antagonista pode ser visualizado por meio do índice de cocontração (Sbriccoli et al. 2010; Quinzi et al. 2013). Uma maior cocontração implica em maior oposição muscular antagonista ao movimento pretendido, contudo, esta estratégia também possui papéis positivos na estabilização articular durante o impacto (Thibordee & Prasartwuth, 2014), na aprendizagem de movimentos novos, muito complexos e no controle fino da acurácia de um movimento (Osu et al., 2002; Sbriccoli et al., 2010). Sabe-se que a cocontração normalmente diminui durante a aquisição de habilidades (Osu et al. 2002; Franklin et al. 2003; Thoroughman and Shadmehr, 1999) e que em um movimento simples, esta resposta é incrementada em proporção às velocidades angulares de movimento (Sbriccoli et al., 2010; Gribble and Ostry 1998; Suzuki et al. 2001). Contudo, em artes marciais, esta resposta pode acontecer em um padrão diferente do que ocorre em movimentos simples, porque a cocontração é dependente da articulação a ser utilizada e é manifestada sob influência do grau de *expertise* dos atletas (Sbriccoli et al., 2010; Quinzi et al. 2013). Em um estudo (Quinzi et al., 2013), caratêcas apresentaram maiores índices de cocontração que amadores, do Glúteo Máximo, durante a fase de flexão do quadril. Mas em atletas de Taekwondo, não se espera por maiores cocontrações deste músculo, pois atletas desta modalidade não precisam controlar o impacto, desacelerando os movimentos articulares, como no caratê. Simultaneamente, no mesmo estudo, caratêcas apresentaram menor cocontração do Bíceps Femoral durante a fase de extensão. De maneira contrastante, caratêcas de elite de outro estudo (Sbriccoli et al. 2010), obtiveram maiores coativações antagonistas do Vasto Lateral e do Bíceps Femoral durante a flexão e extensão do joelho, respectivamente. Em outro estudo, em que a coativação do Bíceps Femoral e do Reto Femoral foram mensurados em chutes de Taekwondo, não houve diferença neste parâmetro durante todos os movimentos que aconteceram anteriormente à fase de impacto, porém,

durante esta fase, os atletas que apresentaram desempenho superior também foram aqueles que tiveram maiores magnitudes de cocontração do Bíceps Femoral, que foi creditada à estabilização articular (Thibordee & Prasartwuth, 2014). Assim, o entendimento acerca da estratégia de ação agonista-antagonista é ainda inconclusivo e parece depender da interação entre o tipo e o nível de habilidade esportiva.

O tempo de reação é outro componente importante da resposta completa do chute, principalmente para o contra-ataque, expendendo de 1:4 a 2:3 do tempo de resposta total, dependendo do método de análise, i.e. se o fim de sua análise ocorre no momento do *onset* eletromiográfico, se no momento do *onset* da força de reação do solo ou no momento de saída do pé do solo (Chung and Ng 2012; Estevan et al. 2013 and Falco et al. 2013). Nos chutes, o tempo de resposta pode ser dividido em três componentes: tempo de reação, fase de preparação e fase de chute, mas até o momento, as pesquisas com Taekwondo têm negligenciado a fase de preparação (Falco et al. 2009; Falco et al. 2013) ou analisado a conjuntamente com a fase de chute, como se fosse um único componente temporal (Estevan et al. 2013). A fase de preparação é o tempo em que o pé exerce impulso contra o solo. A análise deste componente fornece importantes informações para determinar o momento em que cada atleta foi eficiente ou deficiente em rapidez. Por exemplo, no caratê, a fase de preparação é um componente importante, pois isto corresponde de 40% a 45% do tempo de execução (tempo de preparação mais tempo de chute) (Pozo et al., 2011). Para realizar esta fase de forma eficiente, altas forças de reação do solo (FRS) necessitam ser produzidas, pois Estevan et al. (2013) demonstraram que a FRS se correlacionou inversamente com o tempo de execução do chute, e diretamente com as velocidades da coxa, tíbia e pé.

Embora o nível de habilidade do chute semicircular possa ser avaliado por meio de diversos parâmetros biomecânicos, como o tempo de reação, duração, velocidade dos chutes, e a cocontração, as pesquisas com Taekwondo que compararam atletas de diferentes níveis competitivos têm focado somente no efeito do impacto e de aspectos temporais, no grau de *expertise* dos atletas (Estevan e Falco, 2013). Quinzi et al. (2013) têm usado parâmetros eletromiográficos e cinemáticos para este objetivo, contudo, seus voluntários eram caratêcas (Quinzi et al. 2013). Além do mais, pesquisas em que os chutes foram executados com mais que uma opção de resposta, em ordem aleatorizada, e com

intervalos temporais similares aos do combate, não foram encontrados. Desta forma, nosso objetivo foi comparar os tempos de execução, velocidades angulares e lineares e também, parâmetros eletromiográficos entre taekwondistas de dois diferentes níveis competitivos, em um desenho experimental de estímulos para tempo de reação seletivo, simulando as temporizações e o número de técnicas de um *round* de combate. Nós hipotetizamos que atletas de elite, comparados a atletas de sub-elite apresentam maiores velocidades lineares e angulares do membro inferior projetado, maiores magnitudes de força de reação do solo e menores valores de cocontração, tempo pré-motor, tempo de reação, tempo de chute e tempo de realização de chute.

MÉTODOS:

Participantes

A amostra foi composta por 14 competidores faixa-preta, divididos em 7 atletas de elite (5 do sexo masculino e 2 do sexo feminino, finalistas ou semi finalistas de competições nacionais; $69 \pm 8,8$ Kg; $169,8 \pm 5,9$ cm) e 7 atletas de sub elite (5 do sexo masculino e 2 do sexo feminino, de nível estadual $65,9 \pm 13,4$ Kg; $173,3 \pm 10,3$ cm).

Procedimentos Experimentais

O estudo foi projetado para avaliar os parâmetros eletromiográficos, cinemáticos e de força de reação do solo em atletas de Taekwondo durante nove execuções de Dollyo Chagui intercalados com Bandal Chagui (chute semicircular ao peito) em ordem e tempos aleatórios entre os estímulos visuais, simulando o número médio de atividades de alta intensidade (18) e os tempos entre estímulos (7 ± 2 s) de uma luta de taekwondo (Campos et al., 2012).

Coleta de Dados

Aquisição EMG

Eletrodos do tipo Ag/AgCl bipolares (Miotec® Double, distância intereletrodos de 20 mm), foram acoplados à pele sobre o ventre dos seguintes músculos, gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral, (VL), reto femoral, (RF), bíceps femoral (BF), adutor magnum (AM): tensor da fáscia Lata (TFL), glúteo máximo (GM) e glúteo médio, (Gmed). O posicionamento destes eletrodos foi cuidadosamente medido individualmente de acordo com as recomendações europeias para a eletromiografia e superfície (Hermens et al., 1999), e foram conectados por 8 transmissores wireless Telemyo DTS (Noraxon®) a 3000 Hz, com um filtro analógico operando com uma faixa de frequência de 20 a 500 Hz.

Aquisição cinética e cinemática

Os atletas tiveram 39 marcadores colocados de acordo com o setup “*Plugin Gait Full Body (UPA and FRM)*” (Vicon®).. Na sequência, eles realizaram 15 minutos de aquecimento (5 minutos de corrida a 8 km/h, mais 2 minutos de deslocamento livre específico do taekwondo e 12 saltos verticais, finalizado com 10 chutes, sendo os últimos 2 na máxima intensidade, familiarizando com a avaliação principal) e 5 minutos de repouso. A avaliação principal foi composta por 18 chutes semicirculares (9 *Bandal Chagui* e 9 *Dollyo Chagui*) com o membro inferior dominante, posicionado distalmente ao alvo e apoiado sobre uma plataforma de força AMTI OR-6, espaçadas em uma distância horizontal, a partir do manequim (BoomBoxe®), equivalente ao comprimento do membro inferior. Um LED na cabeça do manequim e outro no tórax (figura 1) foi microcontrolado por uma rotina em ambiente MATLAB (Mathworks® 2012, Inc). A ordem e tempo entre estímulos foram randomizados de forma Gaussiana, com uma média de 7 ± 2 s entre cada estímulo, durante 2 minutos. Os atletas foram orientados a chutar o mais rápido e forte quanto possível cada vez que os LEDs acendessem. O sistema de captura de movimento NEXUS (Vicon®, v.2.0) registrou os chutes através de sete câmeras a 250 frames por segundo.



Figura 1 - Coleta de dados e reconstrução cinemática 3D do Dollyo Chagui

Processamento de Dados

Processamento cinético e cinemático

Os dados cinéticos e cinemáticos foram processados utilizando o software NEXUS (figura 1), gerando dados de força de reação do solo (FRS) e cinemática linear (figura 2) e angular (figura 3). Os dados cinemáticos e de FRS foram suavizados com filtro passa baixa *Butterworth zero lag*, com frequência de corte de 10Hz e 85Hz (frequências de corte determinadas por meio de análise residual), respectivamente. O *onset* da reação cinética para a fase de preparação do chute foi considerado quando a força de reação do solo resultante começava sistematicamente a aumentar acima da linha de base em 2,5% da diferença entre o pico de FRS e o valor da linha de base. O *onset* da reação cinemática considerado foi quando a pelvis (espinha íliaca anterior superior) começou a se mover sistematicamente em ao menos 1 cm, em direção ao alvo. O *offset* da fase de preparação e o *onset* da fase do chute foram determinados quando a FRS resultante se tornou zero. O *offset* da fase de chute foi determinado quando o pé tocou o alvo, ou seja, quando os sensores de contato que estavam nos alvos começavam a aumentar a voltagem. Estes eventos foram automaticamente identificados através de uma rotina em ambiente MATLAB. A seguir, o tempo de reação cinético e cinemático, a fase de preparação, a fase de chute e o tempo total de chute (entre o início do LED e o início de impacto) foram determinados (figura 2). A taxa de desenvolvimento de força (TDF), e os picos de força ântero-posterior, médio-lateral, vertical e resultante foram determinados durante a fase de preparação. A TDF foi calculada como se segue:

$$\text{TDF} = \Delta \text{ Força} / \Delta \text{ tempo}, \quad (1)$$

para Δ tempo sendo o tempo entre o momento em que a FRS resultante alcançou 20% do valor do seu pico até ao momento em que a força alcançou 80% do pico. Os picos de velocidades lineares dos marcadores (pelve, joelho, tornozelo e pé) e angulares das articulações (quadril, joelho e tornozelo) durante a fase de chute foram calculados através do método da *diferença finita central* (figuras 2 e 3).

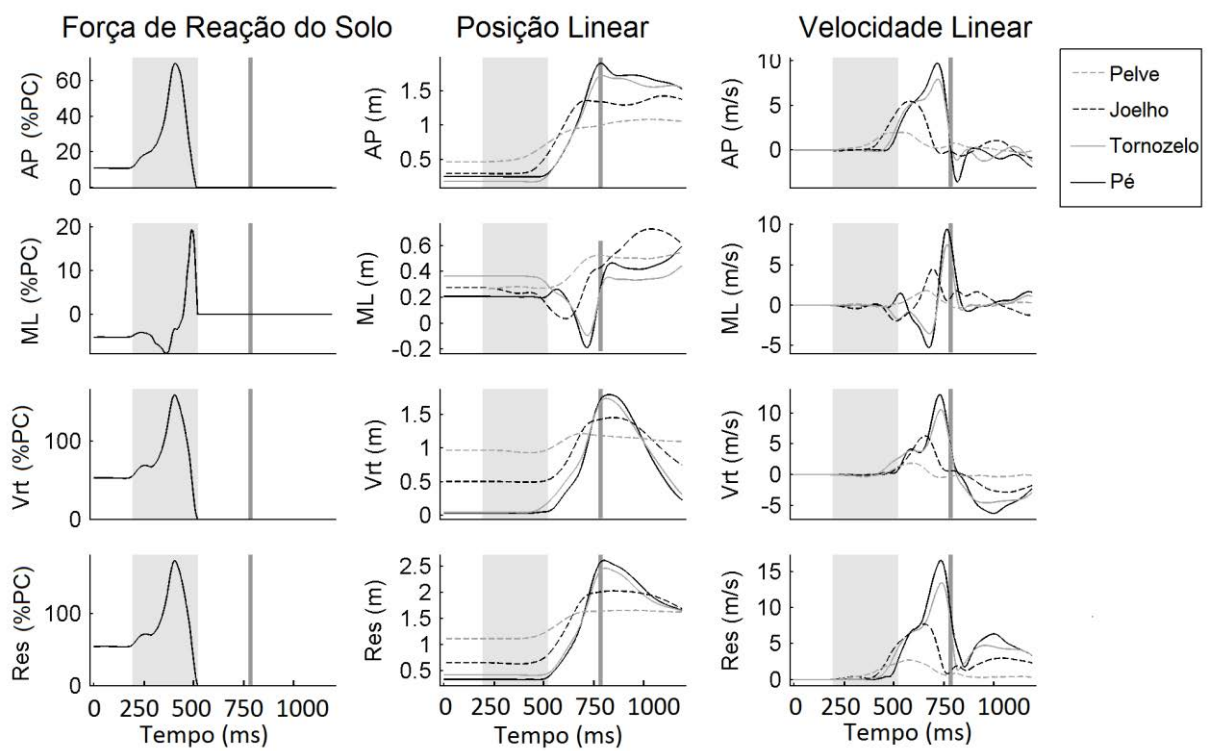


Figura 2 – Exemplo dos dados processados de força de reação do solo e cinemática linear de membro inferior de um atleta de elite. **AP, ML e Long:** Direção Ântero-Posterior, Médio-lateral e Longitudinal, respectivamente; **Res:** Resultante; **%PC:** Percentual do peso corporal. As áreas em cinza claro e escuro cobrem o tempo de fase de preparação e impacto, respectivamente.

Processamento EMG

Dados de EMG foram retificados, suavizados através do filtro passa baixa *Butterworth zero lag* com frequência de corte em 10 Hz e normalizados através do método do pico dinâmico (Ball e Scurr 2013), resultando no sinal envelope linear (EL) (figura 3). A co-contração (CC) entre extensor (GM) e flexores (TFL ou TFL + RF) do quadril, durante a flexão do quadril; entre flexor (BF) e extensores (VL ou VL + RF) do joelho, durante a flexão e extensão do joelho; e entre adutor (AM) e abdutor (Gmed) do quadril, durante a abdução do quadril foram calculados através da seguinte equação:

$$CC (\%) = 100 \cdot EL \text{ Antagonista} / (EL \text{ Agonista} + EL \text{ Antagonista}) \quad (2)$$

sendo o "EL Agonista" e o "EL Antagonista", a área da ativação muscular agonista e antagonista, respectivamente. Finalmente, para calcular o "tempo pré-motor" (TPM), foi determinado o tempo entre o estímulo visual e o *onset* do EL. O *onset* do sinal EMG foi obtido através de dois passos consecutivos: 1) Determinação do "onset 1" como sendo a primeira amostra em que o valor médio do sinal EL dos próximos 50 ms foi maior que o valor basal mais 10% da diferença entre o valor basal e o pico de EL; 2) A partir do *onset 1*, o "onset final" foi considerado como sendo a primeira amostra em que o valor de LE foi maior do que 1 % da diferença entre os valores basais e o valor de pico de LE. Os valores em percentagem dos limiares utilizados e também, os janelamentos temporais utilizados para determinar os *onsets* EMG, foram o resultado da combinação em que a amostra do *onset* determinado automaticamente fosse a mais próxima possível (com os menores erros do tipo I e do tipo II) do *onset* determinado visualmente. Para este propósito, durante testes piloto, várias combinações de janelamentos temporais (10 ms, 25 ms, 50 ms e 100 ms) e de limiares (1%, 2.5%, 5%, 7.5% e 10%) foram testadas. Qualitativamente, Quinzi et al. (2013) demonstraram que os padrões de ativação EMG durante o chute semi-circular apresentaram baixa variabilidade em atletas marciais.

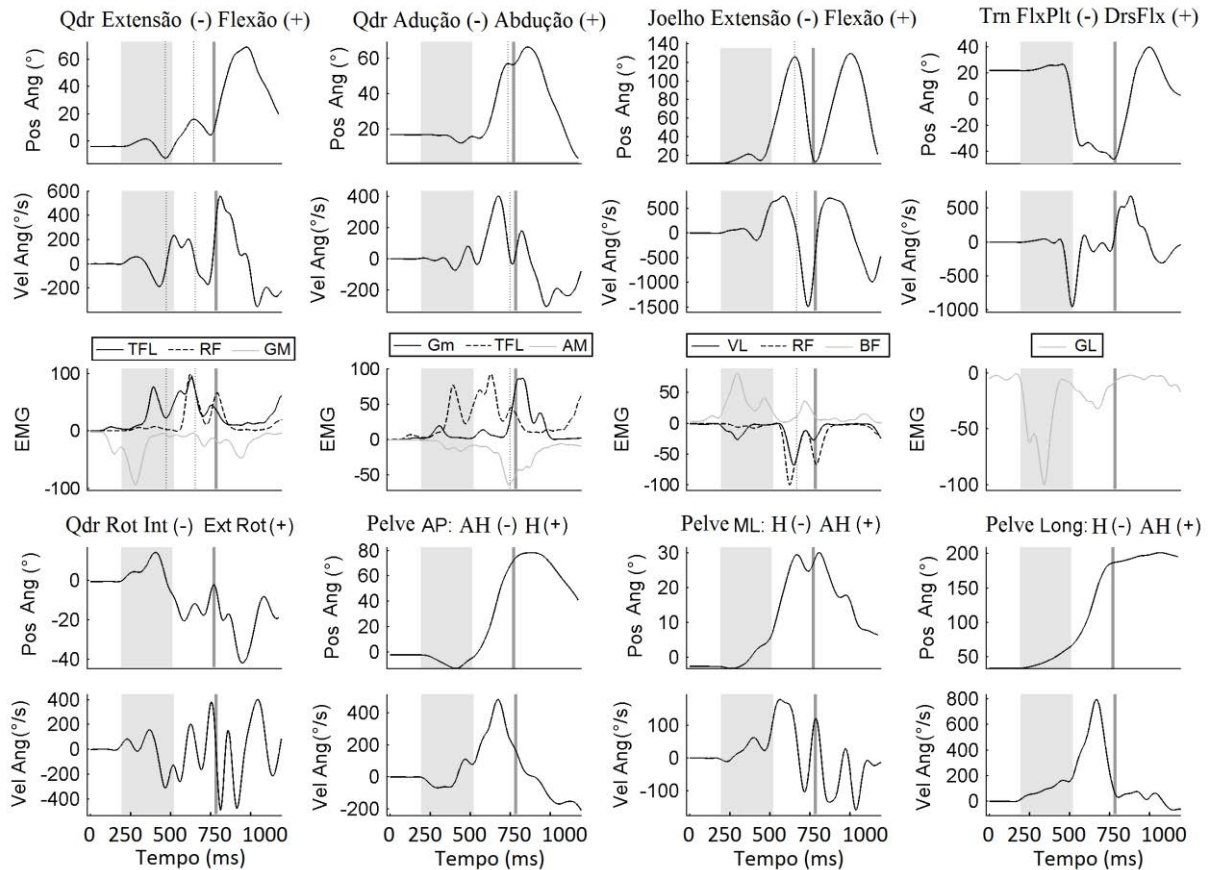


Figura 3 – Exemplo dos dados de Cinemática Angular e EMG processados, de um atleta de elite. **Flx Plt**: Flexão Plantar; **DrsFlx**: Flexão Plantar; **Pos Ang**: Posição Angular; **Vel Ang**: Velocidade Angular; **EMG**: sinal Electromlográfico. As áreas em cinza claro e escuro cobrem o tempo de fase de preparação e impacto, respectivamente. As linhas verticais pontilhadas marcam os picos de posição antular. **GL**: Gastrocnêmio Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fáscia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteo Médio. As linhas EMG são plotadas no senso de posição angular da função muscular. Por exemplo, o GL é negativo pois sua função muscular é a flexão plantar, com sentido negativo. **Rot**: Rotação; **Ext**: Externa; **Int**: Interna; **AP, ML e Long**: Rotation nos eixos ântero-posterior, médio-lateral e longitudinal, respectivamente; **SH**: Sentido Horário; **SAH**: Sentido Anti-Horário.

Análise Estatística:

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). O teste de *Shapiro Wilk* foi utilizado para analisar a normalidade dos dados e o teste-*t* para amostras independentes, para comparar parâmetros biomecânicos, entre grupos de atletas. Quando não houve normalidade dos dados, foi utilizado o teste *Mann Withnney*, para comparar os grupos. O nível de significância estatística foi estabelecido em $P < 0,05$. As diferenças obtidas a partir de testes-*t* ou *Mann Withnney* foram quantificadas através do escore *d* de *Cohen* para analisar o tamanho do efeito das comparações (Mullineaux et al., 2001); um valor de $d > 0,8$ indica um grande efeito, 0,8 a 0,5 indica um efeito moderado, 0,5 a 0,2 um efeito pequeno, e $< 0,2$ um efeito trivial (Cohen, 1988). O cálculo amostral previamente realizado com 10 voluntários (cinco atletas de elite e cinco atletas sub elite), em que foi encontrada uma diferença média, entre os grupos de atletas, de 141 ms no tempo total de chute e 2,96 m/s na velocidade do pé, apontou que seriam necessários, no mínimo 2 e 6 voluntários em cada grupo, respectivamente, para que o teste-*t* tivesse 80% de probabilidade de detectar uma diferença de 141 ms no tempo total de chute e 2,96 m/s, na velocidade linear do pé.

RESULTADOS

A figura 4 mostra os gráficos da análise comparativa entre grupos, nos tempos de ação, tempos pré-motores e velocidades lineares dos chutes. Foi observado que atletas de elite realizaram o chute com velocidades lineares significativamente maiores para o joelho ($p < 0,01$), tornozelo ($p < 0,05$) e pé ($p < 0,01$) e gastando menos tempo ($p < 0,01$) para quase todos os parâmetros temporais, exceto para o tempo de reação cinético, medido através do tempo para o *onset* de força de reação do solo. Somente os tempos pré-motor do Gastrocnêmio Lateral, Glúteo Máximo e do Vasto Lateral foram significativamente ($p < 0,05$) menores em atletas de elite, comparados a atletas sub-elite.

A análise comparativa entre grupos, do pico de velocidade, angular obtida durante o *Dolho Chagui* para o segmento da pelve e para as articulações do quadril e joelho, está reportada na figura 5. Também na figura 5, constam os índices de contração obtidos para

o Bíceps Femoral e músculos do quadríceps (Reto Femoral e Vasto Lateral) durante ambas as fases de flexão e extensão do joelho, para o Glúteo Máximo e músculos flexores do quadril (Reto Femoral e Tensor da Fáscia Lata) durante a fase de flexão do quadril e para o Adutor Magnum e os abdutores do quadril (Glúteo Médio e Tensor da Fáscia Lata) durante a fase de abdução do quadril. Os atletas de elite apresentaram maiores velocidades angulares de flexão ($p<0.01$), rotação interna ($p<0.05$) e abdução ($p<0.05$) do quadril, mas também de flexão ($p<0.05$), e extensão do joelho ($p<0.05$). Além disto, os atletas de nível sub-elite obtiveram índices de cocontração superiores aos apresentados por competidores de elite, mas somente nos músculos que controlam a flexão do quadril ($p<0.05$).

Na figura 6 constam a taxa de desenvolvimento de força contra o solo e o pico de força de reação do solo de ambos os grupos de atleta. Competidores de elite tiveram os picos de força de reação do solo nas direções médio-lateral ($p<0.01$), ântero-posterior ($p<0.05$), vertical ($p<0.05$) e resultante ($p<0.05$), superiores aos de atletas sub-elite. Os atletas de elite também obtiveram desempenho superior na taxa de desenvolvimento de força ($p<0.01$), quando comparados aos atletas sub-elite.

A tabela 1 representa os valores de tamanho de efeito (Cohen's d) de todas as comparações estatísticas realizadas entre os atletas de elite e sub-elite. Todos os parâmetros que foram estatisticamente significativos nas comparações entre grupos de atletas tiveram altos effect sizes ($d = 0.91 - 1.42$).

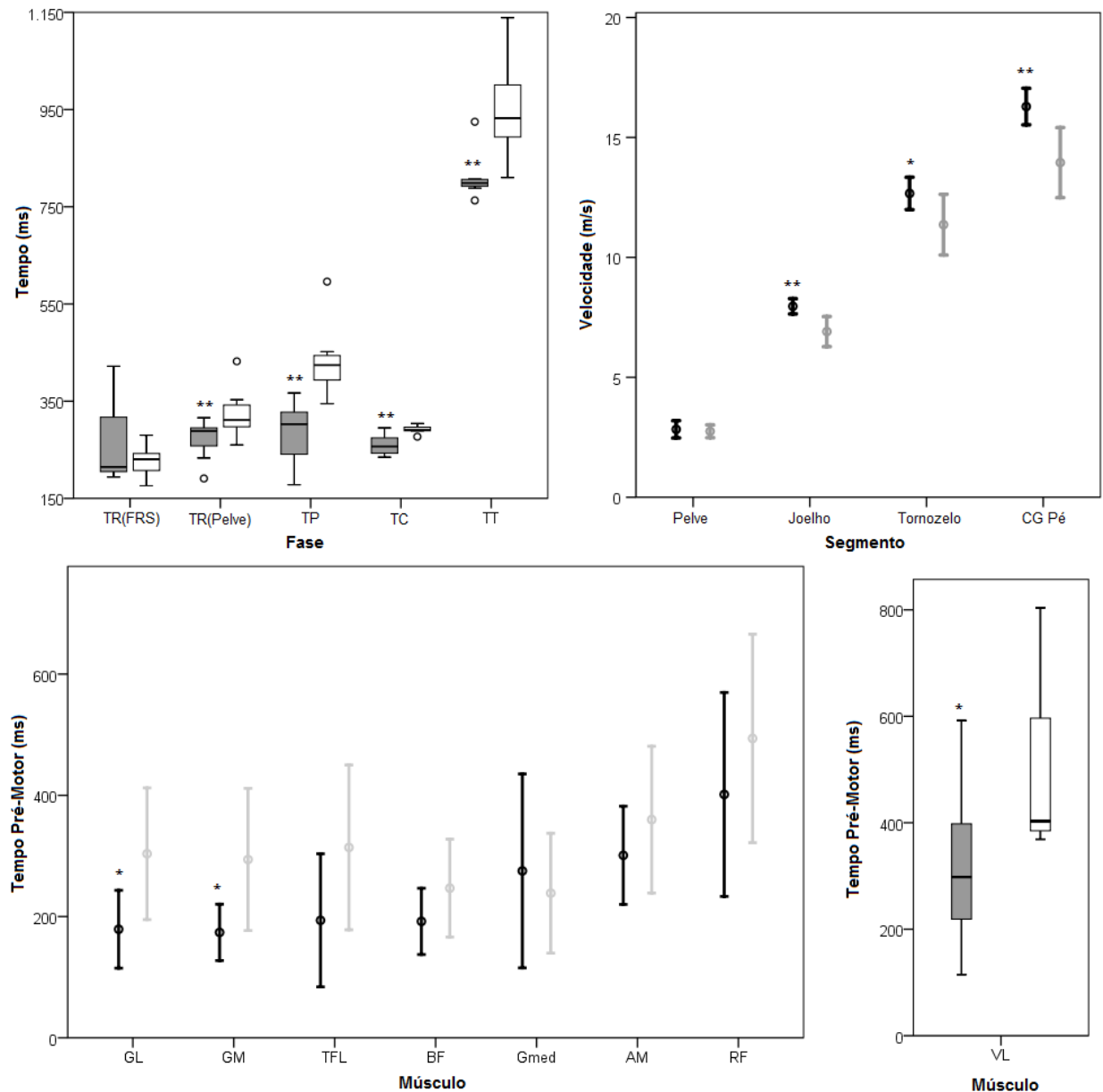


Figura 4 – Gráfico comparativo dos tempos, velocidade linear e tempo premotor de chutes entre atletas de elite e sub-elite. Em dados normais, círculos representam as médias e as barras de erro representam 95% do intervalo de confiança de dados normais. Os círculos e traços pretos representam os dados de atletas de elite enquanto os círculos e traços em cinza representam atletas sub-elite. Boxplot representam para dados normais, a mediana, o 1º e o 3º quartil e as barras de erro representam os limites. Os boxplots em cinza escuro representam atletas de elite e boxplots brancos representam atletas sub-elite. *: $p < 0.05$. **TR(FRS)**: Tempo de reação usando o *onset* cinético. **TR(Pelve)**: Tempo de reação usando o *onset* cinético; **TP**: Tempo de preparação; **TC**: Tempo de chute; **TT**: Tempo total; **GL**: Gastrocnêmio Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fáscia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteo Médio.

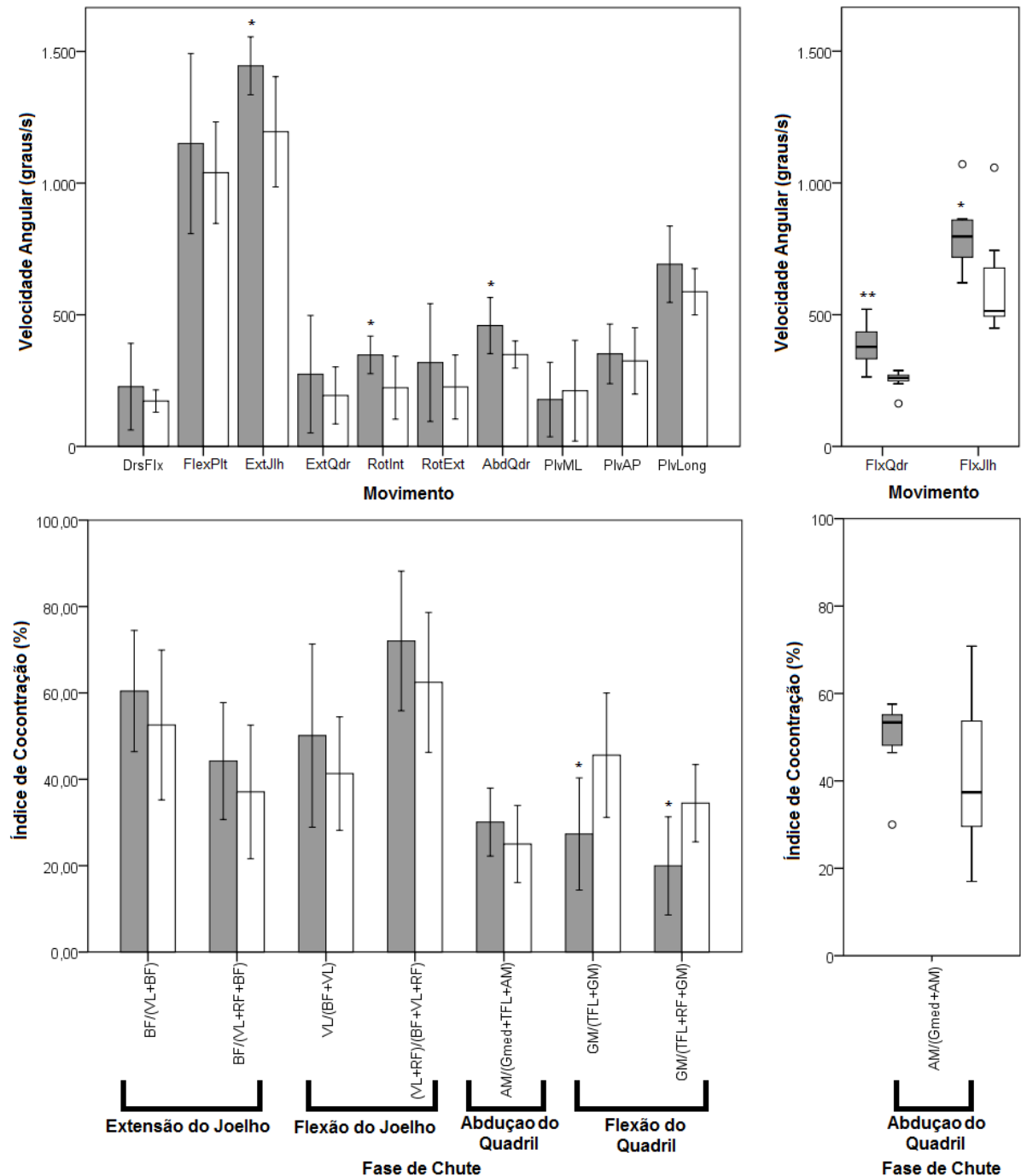


Figura 5 – Gráficos de velocidade angular (painel superior) e índice de cocontração (painel inferior) entre atletas de elite e sub-elite. As barras representam as médias e as barras de erro representam 95% do intervalo de confiança para dados normais. O boxplot representa a mediana e o 1º e 3º quartis e as barras de erro representam os limites dos dados que não tiveram normalidade estatística. **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$. As barras cinzas representam atletas de elite e barras brancas representam atletas sub-elite. **DrsFlx**: Dorsiflexão; **Flex Plt**: Flexão Plantar; **FlxJlh**: Flexão do Joelho; **ExtJlh**: Extensão do Joelho; **Flx Qdr**: Flexão do Quadril; **Ext Qdr**: Extensão do Quadril; **Rot Int**: Rotação Interna do Quadril; **Rot Ext**: Rotação Externa; **Abd Qdr**: Abdução do Quadril; **Plv**: Rotação da Pelve; **ML**: Eixo Médio-Lateral; **AP**: Eixo Ântero-Posterior; **Long**: Eixo Longitudinal. **GL**: Gastrocnêmio Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fásia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteo Médio

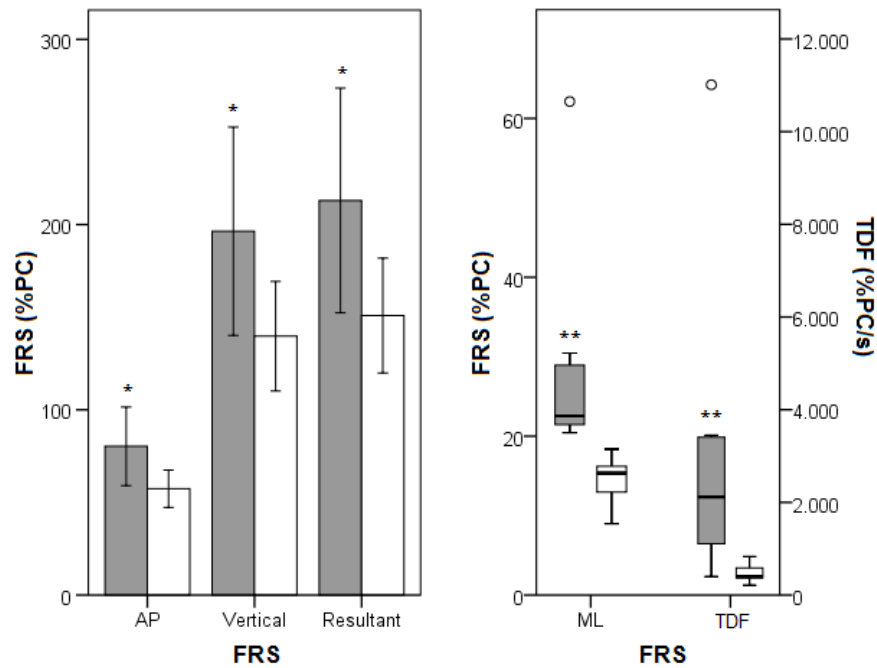


Figura 6 – Gráfico comparativo do pico de força de reação do solo (painel esquerdo) e da taxa de produção de força (painel direito) entre atletas de elite e sub-elite. Para dados normais, as barras representam as médias enquanto as barras representam os intervalos de confiança a 95%. Os boxplots representam a mediana, e os quartis 1 e 3, enquanto as barras de erro representam os limites de dados sem assunção de normalidade. **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$. As barras cinzas representam os atletas de elite e as barras brancas representam os atletas sub-elite. **%PC**: Percentual de peso corporal; **TDF**: Taxa de Desenvolvimento de Força na fase de preparação; **AP**: Direção Ântero-Posterior; **ML**: Direção Médio-Lateral, **Vertical**: Direção Vertical; e **Res**: Resultante.

Table 1 – Effect Sizes (Cohen's *d*) das comparações estatísticas entre atletas de elite e sub-elite

TEMPO DE CHUTE	<i>d</i>	TEMPO PRÉ-MOTOR	<i>d</i>
TR(FRS)	0.57	GL	1.10
TR(Pelve)	0.98	VL	0.97
TP	1.42	RF	0.51
TC	1.38	BF	0.71
TT	1.3	TFL	0.84
VELOCIDADE LINEAR		GM	1.08
Pelve	0.25	Gmed	0.26
Joelho	1.40	AM	0.53
Tornozelo	1.04	COCONTRAÇÃO	
Pé	1.36	BF/(VL+BF)	0.46
VELOCIDADE ANGULAR		BF/(RF+VL+BF)	0.46
Dorsiflexão	0.43	VL/(BF+VL)	0.47
Flexão Plantar	0.38	(VL+RF)/(BF+VL+RF)	0.55
Flexão do Joelho	0.91	AM/(Gmed+AM)	0.54
Extensão do Joelho	1.15	AM/(Gmed+TFL+AM)	0.55
Flexão do Quadril	1.41	GM/(GM+TFL)	1.07
Extensão do Quadril	0.43	GM/(GM+TFL+RF)	1.11
Rotação Interna do Quadril	1.03	FORÇA	
Rotação Externa do Quadril	0.48	Pico de Força AP	1.09
Abdução do Quadril	1.06	Pico de Força ML	1.16
Pelve ML	0.19	Pico de Força Z	1.03
Pelve AP	0.21	Pico de Força Res	1.04
Pelve Lgt	0.77	TDF	0.96

TR(FRS): Tempo de reação utilizando o *onset* cinético. **TR (Pelve):** Tempo de reação utilizando o *onset* cinemático; **TP:** Tempo de preparação; **TC:** Tempo de chute; **TT:** Tempo total; **GL:** Gastrocnêmio Lateral; **VL:** Vasto Lateral; **RF:** Reto Femoral; **BF:** Bíceps Femoral; **AM:** Adutor Magno; **TFL:** Tensor da Fáscia Lata; **GM:** Glúteo Máximo; **Gmed:** Glúteo Médio; **TDF:** Taxa de desenvolvimento de força na fase de preparação; **AP:** Eixo Ântero-Posterior; **ML:** Eixo Médio-Lateral, **Z:** Eixo Vertical, **Res:** Eixo Resultant, **Lgt:** Eixo Longitudinal.

DISCUSSÃO:

Este estudo foi elaborado para comparar parâmetros neuromecânicos do desempenho do chute semicircular entre atletas de taekwondo de elite e sub-elite. Os maiores achados obtidos no presente estudo estão demonstrados a seguir:

1. Parâmetros temporais e índices de cocontração foram significativamente menores no grupo de atletas de elite.
2. Picos de velocidades lineares (pé, tornozelo e joelho) e angulares (joelho e quadril) foram significativamente maiores no grupo de atletas de elite.
3. Atletas de elite realizaram a fase de preparação aplicando magnitudes superiores de força de reação do solo e taxa de desenvolvimento de força.

Especificamente, nós encontramos que atletas de elite gastam menos tempo na fase de chute e tempo total de desempenho que atletas de nível inferior. De forma semelhante, os atletas de elite realizaram o chute com maiores velocidades linear que atletas sub-elite. A velocidade de chute e os tempos de chute são parâmetros centrais nesta pesquisa porque a potência e a energia cinética de impacto são determinadas pela velocidade (Falco et al. 2013) e porque para marcar pontos, o atleta necessita ser mais rápido que os oponentes (Kim et al., 2010; Jakubiak & Saunders, 2008; Kazemi et al. 2010 and Falco et al. 2013). Neste estudo, os atletas de nível sub-elite obtiveram velocidades lineares do pé similares a Estevan et al. (2013), que obtiveram 14.42 ± 2.69 m/s. Contudo, os atletas de elite do estudo atual tiveram desempenho inferior, quando comparados a atletas coreanos (O'Sullivan et al. 2009) que obtiveram 19.2 ± 2.9 m/s. Existem dois possíveis fatores explicativos sobre a ocorrência destas diferenças de valores entre estudos, de acordo com o primeiro, pode-se considerar que esta diferença é devido à utilização de um filtro passa baixa mais rigoroso (10Hz) em nosso estudo, ao invés de uma frequência de corte de 15Hz para suavizar os dados, como utilizado por O'Sullivan et al. (2009). A outra opção para explicar estes resultados é a consideração de que estes atletas coreanos realmente tiveram desempenho específico superior. Na pesquisa atual, o tempo de chute (TC) de ambos os grupos de atletas foi inferior ao encontrado por O'Sullivan et al. (2009). Isto parece fortalecer a hipótese sobre a importância da técnica de filtragem sobre os resultados reportados. A média ponderada dos

resultados reportados (peso pluma: 850 ± 8 ms; peso médio: 816 ± 7 ms, peso pesado: 901 ± 9 ms) por Estevan et al. (2012) no tempo total de resposta (TT) resultou em um tempo médio (851 ms) similar ao obtido por atletas de elite, mas inferior ao obtido por atletas sub-elite no atual estudo. Estes resultados eram esperados, pois quase todos os voluntários que participaram da pesquisa de Estevan et al. (2012) eram atletas de elite nacional ou internacional. O TT é um dos mais importantes índices de desempenho por englobar em um único parâmetro o tempo de reação, o tempo de preparação e o tempo de chute, determinando a capacidade de resposta de um chute resultar ou não em um ponto.

No estudo atual, não houve diferença no tempo de reação [RT(GRF)] que foi calculado pela diferença entre o início da produção de força e o início do acendimento do LED. Contudo, atletas de elite produziram força de maneira mais explosiva, alcançando também, maiores picos de força, principalmente no plano horizontal. Se o dado presente de FRS é transformado para a unidade de força “Newton” (N), podemos comparar com Estevan et al. (2013), que encontraram um pico de FRS ântero-posterior (X), medio-lateral (Y), vertical (Z) e resultante, variando de 349 N a 375 N, de 73 N a 123 N, de 707 N a 758 N e de 789 N a 844 N, respectivamente, dependendo da inclinação do pé na posição de combate, imediatamente anterior ao movimento, no eixo transversal (0° , 45° ou 90°). Os valores atuais de atletas de elite na FRS (X: 542 ± 381 N; Y: 196 ± 95 N; Z: 1314 ± 371 N) foram superiores aos reportados por Estevan et al. (2013) em todos os eixos de movimento e também na direção resultante (1426 ± 1011 N). Mas nossos atletas sub-elite apresentaram desempenhos similares ou inferiores (X: 158 ± 123 N; Y: 90 ± 26 N; Z: 371 ± 382 N) aos encontrados por estes autores em cada direção de aplicação da força. Quanto à taxa de desenvolvimento de força, não há dados da literatura para serem comparados com os dados presentes. Contudo, no presente estudo, atletas de elite tiveram desempenho superior a atletas sub-elite, neste parâmetro cinético. A fase de impulso mais explosiva e a magnitude superior de força obtida pelos atletas de elite podem explicar porque estes atletas começam a mover a pelve mais cedo que atletas sub-elite e também porque a fase de preparação foi mais curta neste grupo, caracterizando uma fase de impulso mais eficiente. Isto também pode, explicar parcialmente, porque atletas de elite foram mais rápidos que atletas sub-elite, assim como Estevan et al. (2013) encontraram correlações negativas entre os parâmetros de FRS e os tempos de execução (tempo da fase de preparação mais o tempo da fase de chute).

Estes autores também encontraram correlações positivas entre os parâmetros de FRS e as velocidades lineares de pico da coxa, tíbia e pé. Então, de acordo com estes autores, quanto mais força um atleta realizar contra o solo, mais rápido será seu chute.

Devido a suas respectivas ações cinesiológicas ,i.e. flexão plantar, extensão do joelho e do quadril (Weiss et al. 2004), o Gastrocnêmio Lateral, o Vasto Lateral e o Glúteo Máximo são músculos posteriores importantes para impulsionar a pélvis para a frente, na posição de luta. Quando comparado a atletas sub-elite, os atletas de elite tiveram nestes músculos tempos pré-motores menores. Isto significa que estes músculos ativaram mais cedo nos atletas de nível superior, contribuindo para gerar um padrão de impulso contra o solo mais eficiente, i.e. uma menor fase de preparação combinada com um maior pico de força e taxa de desenvolvimento de força. Chung & Ng. (2012) demonstraram que atletas profissionais de taekwondo tiveram tempos pré-motores menores que não atletas para um estímulo específico ao esporte (fotografia de um atleta realizando um chute lateral de ataque), mas isto não ocorreu para os estímulos não específicos, visuais ou auditivos. Na verdade, o oposto aconteceu para estes estímulos, i.e. o grupo de atletas profissionais respondeu mais lentamente que os atletas amadores. Isto demonstra a habilidade de atletas profissionais focarem em estímulos relevantes para a cena do combate, diminuindo a sensibilidade a estímulos irrelevantes. Nossos estímulos foram visuais (LED), mas a cena de coleta de dados foi preparada de forma a se aproximar da validade ecológica, uma vez que o oponente simulado (boneco) possuía similaridades físicas em aparência que um oponente real. Além do mais, nós utilizamos protetores oficiais de tronco e cabeça, o estímulo e o alvo foram colocados em partes corporais do boneco relevantes para o combate, em um desenho experimental projetado para avaliar o tempo de reação seletivo, para um movimento específico ao combate de taekwondo.

Outro padrão coordenativo que sofre influência do nível de *expertise* foi o índice de cocontração. A maior cocontração de músculos do quadril, encontrada em atletas de nível inferior, pode ter influenciado a eficiência da aceleração de flexão do quadril. De acordo, os atletas de elite alcançaram maiores magnitudes de velocidade angular para a flexão do quadril. Isto também aconteceu com a rotação interna do quadril, abdução do quadril, flexão e extensão do joelho. A maior cocontração entre o GM e o TFL, encontrada em atletas sub-elite, pode explicar a menor velocidade de rotação interna destes atletas, uma vez que o

GM é um músculo rotator externo e o TFL é um rotator interno (Weiss et al. 2004; Selkowitz et al. 2013). O cálculo da cocontração utilizado no presente estudo possui a implicação prática de que um maior índice de cocontração é causado pela combinação de altos níveis de atividade do GM e baixos níveis de atividade do TFL. Então, uma menor ativação do TFL ou maior ativação do GM podem influenciar negativamente a velocidade de rotação interna do quadril (Selkowitz et al. 2013). No chute semicircular, a abdução do quadril depende da combinação de flexão e rotação interna do quadril (Kim et al., 2011; Kim et al., 2010). Da mesma maneira, a maior velocidade de flexão do quadril contribui para gerar uma flexão do joelho mais rápida devido ao fenômeno conhecido como “momento dependente de movimento” (Putnam 1991), especialmente se considerarmos que similarmente ao que foi demonstrado por Thibordee & Prasartwuth (2014), não houve diferenças nos índices de cocontração dos músculos que controlam a articulação do joelho. Outro resultado importante foi a velocidade angular superior de extensão do joelho, encontrada em atletas de elite. Isto pode ser explicado pela combinação entre a velocidade superior de flexão do joelho com a maior velocidade de flexão do quadril. Maiores velocidades de flexão do joelho podem ter resultado em valores mais altos de energia elástica dos tendões do quadríceps (Kubo et al., 2000; Amiri-Khorasani et al., 2012), enquanto que maiores velocidades de flexão do quadril podem ter gerado um maior momento angular do quadril, a ser transmitido para a articulação do joelho (Sørensen et al. 1996). Em atletas de taekwondo, Sørensen et al. (1996) demonstraram que no “chute fronal” 64% do momento angular da tíbia e consequentemente, da velocidade angular deste segmento, são transmitidas pelo momento angular causado pela velocidade angular do segmento da coxa. Similarmente ao chute frontal (Sørensen et al. 1996), o chute semicircular é uma técnica conhecida pela existência de transmissão “próximo-distal” (Kim et al., 2011). Semelhante aos nossos resultados, Quinzi et al. (2013) encontraram velocidades angulares superiores de flexão e extensão do joelho no grupo de elite quando comparado ao grupo sub-elite. Mas seus dois grupos de atletas não diferiram quanto à velocidade de flexão do quadril. Outra diferença importante entre nossos resultados e os reportados por Quinzi et al. (2013) é que seus lutadores de nível inferior obtiveram menores índices de cocontração da articulação do quadril, que os lutadores de nível mais alto. Nós acreditamos que as diferenças entre nossos resultados são devido às diferenças no padrão coordenativo, que estão associadas à especificidade das modalidades, pois Quinzi et al. (2013) avaliaram caratêcas. Por este ponto

de vista, diferentes regras de competição podem modular as adaptações neuromusculares ao treino, pois caratêcas necessitam coativar os extensores do quadril para frenar a velocidade angular do quadril e assim, evitar fortes impactos (Quinzi et al. 2013; Sbriccoli et al. 2010). De maneira oposta, atletas de taekwondo podem impactar o alvo de forma rápida e forte (Estevan and Falco 2013; Estevan et al. 2012; Thibordee & Prasartwuth, 2014), i.e. com altos níveis de energia cinética.

Os achados fornecidos por este estudo devem ser considerados de acordo com as limitações a seguir. Dado o pequeno tamanho amostral, alguns resultados não significantes podem ser relacionados à falta de poder estatístico, então os resultados não significativos encontrados devem ser interpretados com cautela. Contudo, o pequeno tamanho amostral foi compensado pela seletiva composição da amostra, principalmente em se tratando do grupo elite. Secundariamente, a análise de flexibilidade musculo-tendínea poderia ter sido útil para a interpretação das causas das diferenças encontradas nos resultados de cocontração. Contudo, nós não mensuramos este parâmetro. A flexibilidade não foi analisada porque para ser cientificamente válida e confiável, é requerida uma estrutura e tempo de coleta que não estava disponível no momento da coleta. Desta forma, recomenda-se que seja feita uma futura pesquisa sobre o efeito da flexibilidade na cocontração muscular e na cinemática de chutes de taekwondo.

CONCLUSÃO:

Atletas de elite realizaram o chute com menor tempo de reação, tempos de impulso e de fase de chute. Além disto, eles também apresentaram um chute com maiores velocidades lineares, associado com maiores forças de reação do solo, o que resultou em uma fase de impulso mais eficiente que a realizada por atletas sub-elite. O desempenho superior nas velocidades dos segmentos de membros inferiores, encontrado em atletas de elite, foi acompanhado por maiores velocidades angulares das articulações do quadril e joelho, que por sua vez, ocorreram conjuntamente com um padrão de ativação muscular que resultou em um menor nível de co-contracção dos músculos que controlam o movimento de flexão do quadril. As diferenças neuromusculares entre grupos, encontradas neste estudo, indicam que estes parâmetros podem ser úteis na seleção de atletas de alto nível de taekwondo e para monitorar seus status de treinamento. Além disto, estes resultados indicam que iniciar a contrair antecipadamente alguns músculos específicos e que realizar a fase de chute com o músculo Glúteo Máximo mais relaxado está associado com um desempenho de chute mais eficiente, ou seja, com menor oposição antagonista ao movimento e com maiores velocidades angulares e lineares de membros inferiores.

Agradecimento: Este trabalho foi apoiado pela Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) com a concessão [#2012/19093-6].

REFERÊNCIAS:

- Amiri-Khorasani M, MohammadKazemi R, Sarafrazi S, Riyahi-Malayeri S, Sotoodeh V. (2012). Kinematics analyses related to stretch-shortening cycle during soccer instep kicking after different acute stretching. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3010-3017.
- Ball N, Scurr J (2013) Electromyography normalization methods for high-velocity muscle actions: review and recommendations. *JAB*, 29(5): 600–8.
- Bridge CA, Santos JFS, Chaabène H, Pieter W, Franchini E (2014) Physical and Physiological Profiles of Taekwondo Athletes. *Sports Med*; 44(3): 713-33.
- Campos FAD, Bertuzzi R, Dourado AC, Santos VGF Franchini, E (2012) Energy demands in taekwondo athletes during combat simulation. *Eur J Appl Physiol*, 112(4): 1221-8.
- Chung P, Ng G (2012) Taekwondo training improves the neuromotor excitability and reaction of large and small muscles. *Physical Therapy in Sport* 13: 163-169.
- Cohen, A. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Estevan I, Falco C (2013). Mechanical analysis of the roundhouse kick according to height and distance in taekwondo. *Biol Sport*; 30(4): 275-9.
- Estevan I, Falco C, Alvarez O, Molina-García J (2012) Effect of olympic weight category on performance in the roundhouse kick to the head in Taekwondo. *Journal of Human Kinetics*, 31:37-43.
- Estevan I, Jandacka D, Falco C (2013) Effect of stance position on kick performance in Taekwondo. *J Sports Sci*, 31(16):1815-22.
- Falco C, Alvarez O, Castillo I, Estevan I, Martos J, Mugarra F, Iradi A. (2009) Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. *J Biomech*, 42: 242–248.
- Falco C, Molina-García J, Alvarez O, Estevan I (2013) Effects of target distance on select biomechanical parameters in taekwondo roundhouse kick. *Sports Biomech*, 12(4):381-8.
- Franklin DW, Osu R, Burdet E, Kawato M, Milner TE (2003). Adaptation to stable and unstable dynamics achieved by combined impedance control and inverse dynamics model. *Journal of Neurophysiology*, 90: 3270-3282.
- Gribble PL, Ostry DJ (1998) Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. *Experimental Brain Research*, 123: 355–360, 1998.

Hermens H, Freriks B, Merletti R, Hagg G, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C (1999). European recommendations for surface electromyography. RRD, The Netherlands.

Jakubiak N, Saunders, DH (2008). The Feasibility and efficacy of elastic resistance training for improving the velocity of the Olympic Taekwondo Turning Kick. *J Strength Cond Res*, 22:1194-97.

Kazemi M, Perri G, Soave D (2010). A profile of 2008 olympic Taekwondo competitors. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 54(4): 243-249.

Kim YK, Kim YH, Im SJ (2011) Inter-Joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10:31-38.

Kim JW, Kwon MS, Yenuga SS, Kwon YH (2010) The effects of target distance on pivot hip, trunk, pelvis, and kicking leg kinematics in Taekwondo roundhouse kicks. *Sports Biomechanics*, 9: 98-114.

Kubo K, Kanehisa H, Takeshita D, Kawakami Y, Fukashiro S, Fukunaga, T. (2000). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 170(2): 127-135.

Mullieneaux DR, Bartlett RM, Bennett S. (2001) Research design and statistics in biomechanics and motor control. *J Sports Sci* 19: 739–760.

Osu R, Franklin DW, Kato H, Gomi H, Domen K, Yoshioka T, Kawato, M (2002) Short-and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *Journal of Neurophysiology* 88: 991-1004.

O'Sullivan D, Chung C, Lee K, Kim E, Kang S, Kim T, Shin L (2009) Measurement and comparison of taekwondo and yongmudo turning kick impact force for two target heights. *JSSM*, 8:13-6.

Pozo J, Guillaume B, Dierick F (2011) Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: Comparison of national and international standard caratê athletes. *Journal of Sports Sciences*, 29(14): 1553-1561.

Putnam CA (1991) A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential motion patterns. *MSSE*, 23: 130-144.

Quinzi F, Camomilla V, Felici F, Di Mario A, Sbriccoli P (2013) Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of diferente skill levels. *JECK*, 23(1): 140-50.

Sbriccoli P, Camomilla V, Di Mario A, Quinzi F, Figura F, Felici F (2010) Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level caratêka. *European Journal of Applied Physiology*, 108: 1269–1280.

Beneck GJ, Powers CM (2013) Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(2):54-64.

Sørensen H, Morten Z, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Klausen K (1996) Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of Sports Sciences*, 14(6): 483-495.

Thibordee S, Prasartwuth O (2014) Effectiveness of roundhouse kick in elite Taekwondo athletes, *JECK*, 24(3): 353-358.

Suzuki M, Shiller DM, Gribble PL, Ostry DJ (2001) Relationship between cocontraction movement kinematics and phasic muscle activity in single-joint arm movement. *Experimental Brain Research*, 140: 171-181.

Thoroughman KA, Shadmehr R (1999) Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements. *Journal of Neuroscience*, 19: 8573-8588.

Wasik J (2011) Kinematics and kinetics of taekwondo side kick. *Journal of human kinetics*, 30: 12-20.

Weiss LD, Silver JK, Weiss J (2004). *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*, Edinburgh: Butterworth-Heinemann.

5.2 – Artigo 2

DESEMPENHO NEUROMUSCULAR DO BANDAL CHAGUI: COMPARAÇÃO DE TAEKWONDISTAS DE ELITE E SUB-ELITE

Abstract The aim of this study was to compare kinematic and neuromuscular parameters of *Bandal Chagui* (BC) kicks between 7 elite and 7 sub-elite taekwondo athletes. Volunteers performed nine BC randomized with another technique with maximum speed and impact. Kinematic (linear and angular) parameters of the dominant leg and pelvis were recorded through 3D kinemetry. Ground reaction force (GRF) was evaluated by a force platform, and surface electromyographic (sEMG) signals were evaluated in Vastus Lateralis (VL), Biceps Femoris (BF), Rectus Femoris (RF), Tensor of Fascia Lata (TFL), Adductor Magnum (AM), Gluteus Maximum (GM), Gluteus Medium (Gmed), and Gastrocnemius Lateralis (GL) muscles of the kicking leg. sEMG data were processed to obtain the cocontraction indexes (CI) of antagonist vs. overall (agonist and antagonist). CI was measured for hip and knee, in flexion and extension, and for hip abduction. Premotor, reaction, and kicking times were evaluated. Some timing parameters were lower in elite athletes. However, CI and angular velocity during knee extension, knee linear velocity, and horizontal GRF, were significantly higher in elite than in sub-elite athletes. In conclusion, the selected kinematic and neuromuscular parameters of BC appears to be useful to select top level taekwondo athletes and to control their training status.

Keywords Martial arts, kinematic, cocontraction, roundhouse kick, velocity

INTRODUÇÃO

No taekwondo, mais que 90% dos pontos em competição são marcados por chutes (Kazemi, Perri, e Soave, 2010). O mais utilizado em competições é o chute semicircular direcionado ao tórax (*Bandal Chagui*), resultando na maior parte dos pontos (Estevan e Falco, 2013). Para terem sucesso, competidores de taekwondo necessitam chutar rapidamente (Falco et al. 2009; Jakubiak e Saunders, 2008), e para gerar energia cinética de impacto necessária para marcar pontos em protetores eletrônicos, é requerida uma alta velocidade linear dos segmentos (Ramazanoglu, 2013; Tasika, 2013; Estevan e Falco 2013). A velocidade linear dos segmentos de membros inferiores é um resultado direto dos momentos de força musculares e da interação entre os momentos angulares dos segmentos de membros inferiores, gerado pelas velocidades angulares destes segmentos (Kim, Kwon, Yenuga, e Kwon, 2010; Sørensen, Morten, Simonsen, Dyhre-Poulsen, e Klausen, 1996).

A interação entre o recrutamento de músculos agonistas e antagonistas é um importante determinante da velocidade angular (Sorensen et al., 1996; Sbriccoli et al., 2010). Esta interação é tradicionalmente quantificada por meio do índice de cocontração (Sbriccoli et al. 2010; Quinzi et al., 2013). Altos índices de cocontração implicam em altos níveis de oposição muscular antagonista ao movimento pretendido. Esta estratégia possui um papel benéfico para a estabilização articular durante o impacto (Thibordee & Prasartwuth, 2014), e no controle fino da acurácia do movimento (Osu et al., 2002; Sbriccoli et al., 2010). Devido à esta resposta ser manifestada por meio da influência do nível de *expertise*, modalidade marcial e articulação utilizada, até a presente data, as evidências sobre a estratégia agonista-antagonista em chutes marciais são inconclusivas (Sbriccoli et al., 2010; Quinzi et al. 2013; Thibordee e Prasartwuth, 2014).

Para ser rápido, o chute necessita ser realizado com baixo tempo total de resposta (Estevan et al., 2012), que é composto pelo tempo de reação (Chung; Ng 2012; Estevan et al., 2013; Falco et al., 2013), a fase de preparação (Pozo et al., 2011), e a fase de chute (Falco et al. 2009; Falco et al. 2013). Contudo, devido à força de reação do solo (FRS) ser inversamente correlacionada com o tempo de execução e diretamente correlacionada com a velocidade da coxa, tíbia e pé (Estevan et al., 2013), alcançar altos níveis de FRS, é importante para se realizar um chute eficiente.

Até a data, alguns pesquisadores já têm comparado o desempenho entre artistas marciais de diferentes níveis competitivos em seu perfil físico e fisiológico (Bridge et al., 2014), mas apenas alguns destes têm estudado o efeito do desempenho em movimentos específicos do combate, como os chutes semicirculares, no grau de *expertise* dos atletas (Estevan; Falco 2013; Quinzi et al. 2013). Quinzi et al. (2013) compararam atletas de caratê, enquanto Estevan e Falco (2013) apenas focaram no efeito do impacto e em aspectos temporais do chute no grau de *expertise* dos atletas. Desta forma, o objetivo deste estudo foi comparar os tempos de execução, as velocidades angular e linear, as força de reação do solo e os parâmetros eletromiográficos, entre atletas de taekwondo de diferentes padrões competitivos, em um design experimental apropriado para a avaliação do tempo de reação seletivo. Nós hipotetizamos que atletas de elite seriam hábeis em mostrar um desempenho superior no *Bandal Chagui* que atletas sub-elite, como resultado das adaptações neuromusculares específicas ocasionadas por anos de treino específico. Consequentemente, espera-se que atletas de elite tenham velocidades e FRS superiores, enquanto simultaneamente, apresentem menores níveis de tempo pré-motor, tempo de reação, tempo de chute e um diferente padrão da interação antagonista-agonista que atletas sub-elite.

MÉTODOS

Participantes

Quatorze competidores, divididos em 7 atletas de elite (5 do gênero masculino e 2 do gênero feminino, finalistas e semifinalistas em competições nacionais; $23,6 \pm 2,1$ anos; $69 \pm 9,5$ Kg; 168 ± 5 cm; $12,2 \pm 8,5$ anos de treino; $15,7 \pm 4,7$ horas semanais de treino) e 7 atletas sub-elite (5 do gênero masculino e 2 do gênero feminino, de nível estadual; $22,4 \pm 1,3$ anos; $66,8 \pm 14,2$ Kg; 174 ± 11 cm; $10,4 \pm 6,1$ anos de treino; $11,4 \pm 5,1$ horas semanais de treino), sem diferenças significativas entre grupos em qualquer característica antropométrica, idade e tempo de treino.

Procedimentos Experimentais

Este estudo foi desenhado para avaliar parâmetros biomecânicos em 9 execuções do chute *Bandal Chagui*, intercalado com 9 *Dollyo Chagui* (chute semicircular direcionado à cabeça), em uma ordem aleatorizada e *timing* entre estímulos, simulando o número médio de golpes (18) e os *timings* entre estímulos (7 ± 2 s) registrado em combates de taekwondo (Campos et al., 2012).

Coleta de Dados

Eletrodos bipolares Ag/AgCl (Miotec® Double, distância intereletrodos: 20-mm) foram acoplados à pele, sobre o ventre de 8 músculos de membros inferiores (Gastrocnêmio Lateral: GL, Vasto Lateral: VL, Reto Femoral: RF, Bíceps Femoral: BF, Adutor Magno: AM, Tensor da Fáscia Lata: TFL, Glúteo Máximo: GM e Glúteo Médio: Gmed), individualmente posicionado de acordo com a *European Recommendations for Surface Electromyography* (Hermens et al. 1999). Cada eletrodo foi conectado por meio de um transmissor wireless Telemyo DTS (Noraxon®) a 3000 Hz, com filtro passa banda operando entre 20 a 500 Hz.

Para captura cinemática, foram colocados nos corpos de cada atleta, 39 marcadores, de acordo com o *setup* de marcadores “*Plugin Gait Full Body (UPA and FRM)*” (Vicon®). Após 15 minutos de aquecimento (5 minutos de corrida a 8 Km/h mais 2 minutos de deslocamento específico e livre de taekwondo, 12 saltos verticais, finalizados com 10 chutes, sendo os 2 últimos em máxima intensidade, familiarizando com a avaliação principal), houve um repouso de 5 minutos, e subsequentemente, a avaliação principal, composta por 18 chutes semicirculares (9 *Bandal Chagui* e 9 *Dollyo Chagui*) com o pé da membro inferior dominante iniciando posicionado distalmente ao alvo, acima de uma plataforma de força OR-6 (AMTI®), espaçado em uma distância horizontal do boneco (BoomBoxe®) equivalente ao comprimento do membro inferior. Um LED foi colocado no tórax do boneco e outro no olho contralateral ao local de impacto. Este sistema foi controlado por uma rotina MATLAB (Mathworks® 2012, Inc), randomizada em um modo Gaussiano, com uma média de 7 ± 2 s entre cada estímulo, completando dois minutos (Campos et al., 2012). Os atletas foram orientados a chutar *o tão rápido quanto possível e com o maior impacto possível*, cada vez que os LEDs foram acesos. O sistema de captura de imagens NEXUS 2.0 (Vicon®) registrou os

chutes através de 7 câmeras a 250 amostras por segundo. A energia de impacto foi registrada por um sistema oficial de registro de pontos em forma de protetor de tórax (TK-Strike 4.2, Daedo®), oficial para eventos nacionais e internacionais. Então, para marcar o tempo exato e para sincronizar a eletromiografia (EMG) com os dados cinéticos e cinemáticos, uma plataforma de contato flexível foi desenvolvida e colocada entre o protetor de tórax e o boneco. Quando comprimida, esta plataforma simultaneamente emite uma tensão elétrica (0-2.5 V) para o receptor EMG (Telemetry DTS Receiver, Noraxon®) e para o sistema de sincronização de dados cinéticos (Gyganet, Vicon®) por meio de cabos NOR-BNC.

Métodos de Análise

Os dados de cinemática angular (fig. 1), força de reação do solo (FRS), e cinemática linear (fig. 2) foram gerados pela captura de movimentos do chute e processados por meio do *software* NEXUS (Vicon®). Os dados cinéticos e cinemáticos foram suavizados através do filtro *Butterworth zero-lag* passa-baixa, com frequência de corte a 85Hz e 10Hz (cutoff frequencies determined through residual analysis), respectivamente. O *offset* do tempo de reação cinético e o *onset* da fase de preparação do chute, foram considerados como sendo o tempo em que a FRS resultante sistematicamente começa a subir acima do valor de base em 2.5% (esta foi a mínima diferença em que a detecção automática do *onset* não apresentou erro do tipo II, quando comparada à detecção visual do *onset*) da diferença entre o pico de FRS e o valor basal. O *offset* do tempo de reação cinemático foi considerado como o momento em que a Pelve (marcador da espinha ilíaca ântero superior, uma localização padrão do setup *Pluggin Gait*) sistematicamente começa a mover por ao menos 1 cm em direção ao alvo. O *Offset* da fase de preparação e o *onset* da fase de chute foram o momento em que a FRS resultante se tornou zero. O fim da fase de chute foi quando o pé tocou o alvo, i.e., quando o sensor de contato do boneco começou a aumentar sua voltagem. Estes eventos foram automaticamente identificados através de uma rotina MATLAB (Mathworks®). A seguir, a duração do tempo de reação cinético (*offset* do tempo de reação cinético – *onset* do LED) e cinemático (*offset* do tempo de reação cinemático – *onset* do LED), da fase de preparação (*offset* da fase de preparação – *onset* da fase de preparação), da

fase de chute (*onset* do contato com o alvo – *onset* da fase de chute) e o tempo total de chute (*onset* do impacto – *onset* do LED) foram determinados (fig. 2). A taxa de desenvolvimento de força (TDF), e o pico de força ântero-posterior, médio-lateral, vertical e resultante, foram determinados durante a fase de preparação. A TDF foi calculada pela equação a seguir

$$\text{TDF} = \Delta \text{Força} / \Delta \text{tempo}, \quad (1)$$

para o Δ tempo sendo o tempo entre o momento em que a FRS resultante alcança 20% a 80% da força pico. O pico de velocidade angular (do quadril, joelho e tornozelo) e da velocidade linear (da pelve, joelho, tornozelo e pé), durante a fase de chute, foi calculado através do método da diferença finita central (fig. 1 e 2).

Os dados de EMG foram retificados, suavizados através de um filtro passa-baixa *Butterworth zero-lag* com frequência de corte a 10 Hz, e normalizados através do método do pico dinâmico (Ball; Scurr, 2013), resultando em no envelope linear do sinal (EL). Um exemplo de EL para cada músculo é demonstrado na figura 1, de forma que as linhas EMG foram plotadas no mesmo sentido dos gráficos da posição angulares em relação a sua função muscular. Por exemplo, o GL é negativo porque sua função é a flexão plantar, que combina com o sentido da representação gráfica dos movimentos do tornozelo. O índice de cocontração (IC) entre o extensor (GM) e os flexores do quadril (TFL or TFL + RF), durante a flexão do quadril, entre os flexores (BF) e extensors do joelho (VL or VL + RF) durante a flexão e extensão do joelho, e entre o adutor do quadril (AM) e o abdutor (Gmed) mensurado durante a abdução do quadril, foram calculados pela equação a seguir:

$$\text{IC (\%)} = 100 \cdot \text{EL Antagonista} / (\text{EL Agonista} + \text{EL Antagonista}), \quad (2)$$

onde “EL Antagonista” e “EL Agonista” são as áreas da ativação agonista e antagonista do sinal EL, respectivamente. Finalmente, o tempo pré-motor (TPM), tempo entre o estímulo visual e o *onset* do EL, foi calculado para cada músculo. O *onset* do EL foi definido como a amostra em que o sinal EK sistematicamente começa a aumentar acima de 1%.

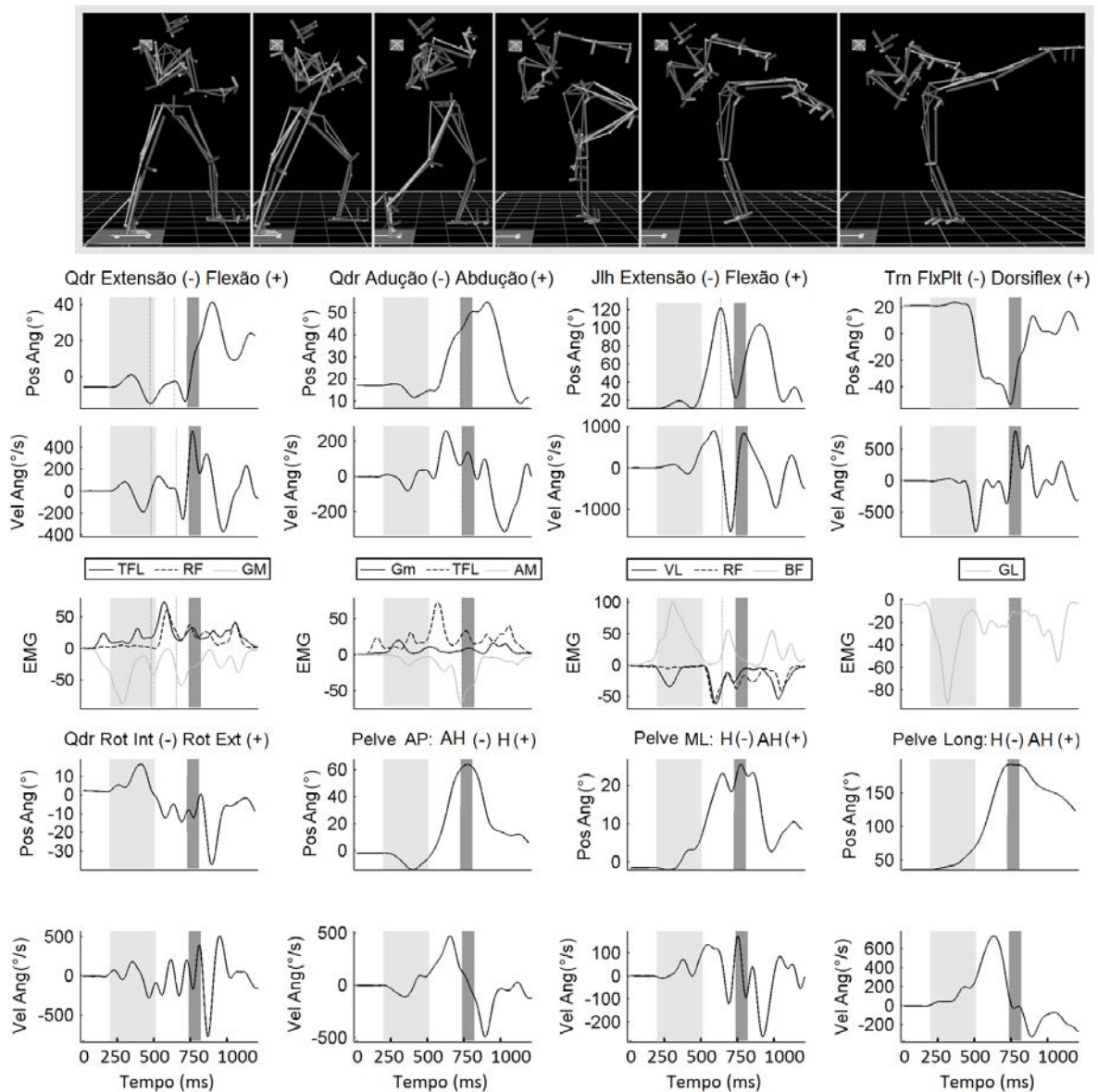


Figura 1 – Exemplo de reconstrução cinemática (Painel Superior) do Bandal Chagui e gráfico de cinemática angular e EMG processados de um atleta de elite. **FlxPlt**: Flexão Plantar; **DrsFlx**: Dorsiflexão; **Pos Ang**: Posição Angular; **Vel Ang**: Velocidade Angular; **EMG**: Sinal Eletromiográfico. As áreas em cinza claro e cinza escuro cobrem a fase de preparação e a fase de impacto, respectivamente. As linhas verticais pontilhadas marcam os picos de posição angular dos movimentos. **GL**: Gastrocnêmio Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fásia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteo Médio. **Rot**: Rotação; **Ext**: Externa; **Int**: Interna; **AP, ML e Long**: Rotação nos eixos ântero-posterior, medio-lateral e longitudinal, respectivamente; **H**: Sentido horário; **AH**: Sentido anti-horário.

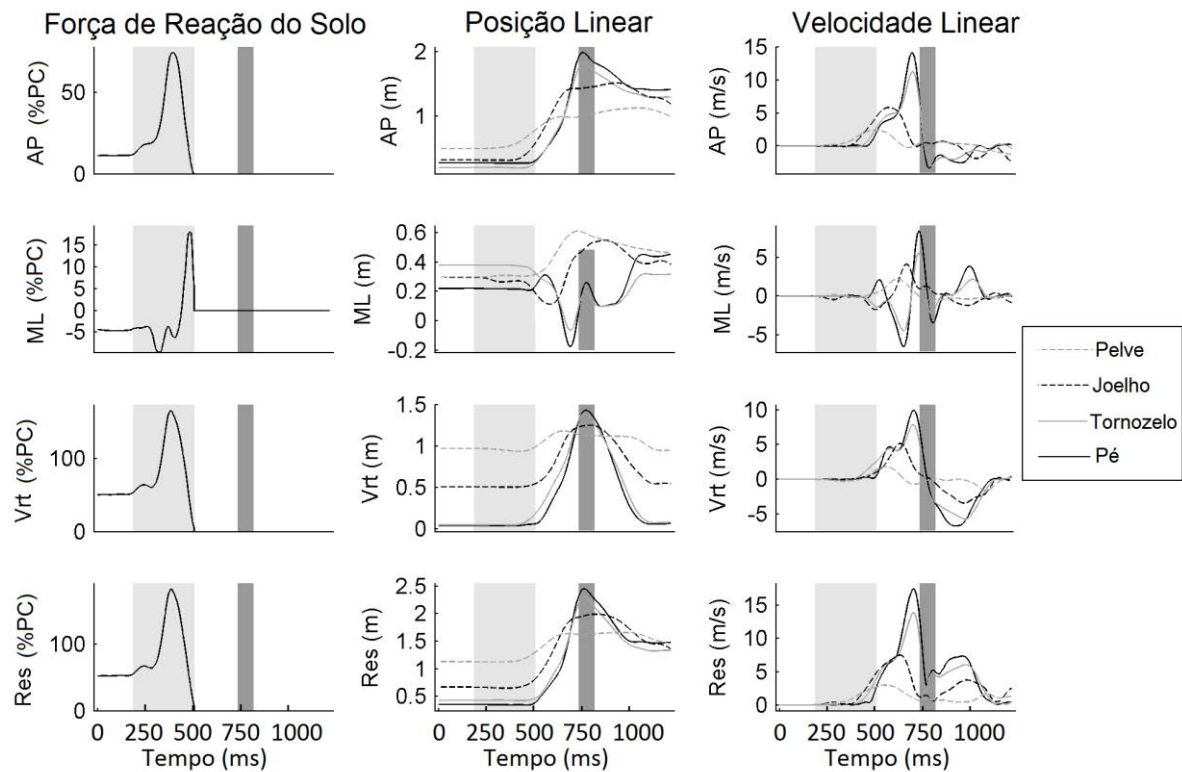


Figura 2 – Exemplo de dados processados de força de reação do solo e cinemática linear no Bandal Chagui de um atleta de elite. **AP, ML e Vrt:** Direção ântero-posterior, medio-lateral e vertical, respectivamente; **Res:** Dados resultantes da somatória vetorial tridimensional; **%PC:** Percentual do peso corporal. As áreas em cinza claro e escuro cobrem a fase de preparação e de impacto do chute, respectivamente.

Análise Estatística

A análise estatística foi realizada utilizando-se do *software* SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). O teste de *Shapiro Wilk* foi usado para analisar a normalidade dos dados e o teste-*t* para amostras independentes, para comparar os parâmetros biomecânicos entre grupos de atletas. Quando não houve normalidade dos dados, utilizou-se para estas comparações, o teste de *Mann Withnney*. O nível de significância utilizado foi $p < 0.05$. As diferenças obtidas dos testes-*t* ou de *Mann Withnney* foram quantificadas através do escore de Cohen's (Mullieneaux et al., 2001). Um valor $d \geq 0.8$ indica um largo efeito, 0.79–0.5 um efeito moderado, 0.49–0.2 um efeito pequeno, e < 0.2 um efeito trivial (Cohen, 1988). O cálculo amostral, previamente baseado em 10 voluntários (5 atletas de elite e 5 atletas de sub-elite), que demonstrou uma diferença média entre grupos de 106ms no tempo total do chute e 1.8 m/s na velocidade do pé, demonstrou que foram necessários para o teste-*t*,

respectivamente, sete e cinco voluntários em cada grupo, de forma a se obter uma chance de 80% em se detectar uma diferença de 106ms para o tempo total do chute e de 1.8 m/s para a velocidade linear do pé.

RESULTADOS

Tempo de execução e tempo pré-motor do chute

Os dados descritivos e as análises comparativas entre grupos nos tempos de chute e tempos pré-motor dos chutes estão demonstrados na figura 3. Foi observado que atletas de elite apresentaram menores tempos de reação cinemático ($p < 0.01$), para começar a mover a pelvis após o estímulo visual. Eles também necessitaram de menos tempo na fase de preparação ($p < 0.01$), na fase de chute ($p < 0.05$) e tempo total de chute ($p < 0.01$), que os atletas de elite. Além disto, foi observado que somente os tempos pré-motor do Gastrocnêmio Lateral e do Glúteo Máximo foram significativamente ($p < 0.05$) menores nos atletas de elite, comparado aos atletas de nível sub-elite.

Cinemática do Chute

Os gráficos com dados descritivos e com as análises comparativas entre grupos da velocidade linear dos segmentos de membro inferior durante os chutes estão demonstradas na figura 3. Os resultados demonstram que atletas de elite realizam chutes com velocidade significativamente maior, para o joelho ($p < 0.01$) e trajetória do pé ($p < 0.05$). Os gráficos da estatística descritiva e da análise comparativa entre grupos de atletas das velocidades angulares de pico do segmento da pelve e articulações do quadril e joelho estão mostrados na figura 4. Os atletas de elite demonstraram maiores velocidades angulares de rotação externa ($p < 0.05$) e interna ($p < 0.05$) do quadril. Além disto, os atletas de elite obtiveram velocidades superiores na flexão ($p < 0.05$) e extensão ($p < 0.01$) do joelho.

Índice de Cocontração Muscular

Na figura 4 são demonstrados os índices de cocontração obtidos entre o Bíceps Femoral e os músculos do quadríceps (Reto Femoral e Vasto Lateral), durante a flexão e extensão do joelho, para o Glúteo Máximo e flexores do quadril (Reto Femoral e Tensor da Fáscia Lata), durante a fase de flexão do quadril, e para os músculos Adutor Magno e abdutores (Glúteo Médio e Tensor da Fáscia Lata), durante a fase de abdução do quadril. O grupo de elite demonstrou ter de cocontração significativamente superior aos competidores sub-elite somente nos músculos que controlam a extensão do joelho ($p < 0.05$).

Cinética do chute

Os resultados da taxa de desenvolvimento de força contra o solo e dos picos das forças de reação do solo de ambos os grupos de atletas estão demonstrados na figura 5. Os atletas de elite apresentaram valores significativamente superiores de forças de reação do solo nas direções médio-lateral ($p < 0.01$), ântero-posterior ($p < 0.05$) e resultante ($p < 0.05$), que atletas sub-elite. Os atletas com melhores resultados competitivos também apresentaram desempenho superior na taxa de produção de força ($p < 0.05$) que atletas de nível inferior. A força de reação do solo esteve às margens da significância ($p = 0.052$) de ser maior nos atletas de elite que nos atletas de nível sub-elite.

Os valores de *effect size* (Cohen's *d*) de todas as comparações estatísticas realizadas entre atletas de elite e sub-elite estão apresentadas na tabela 1. Todos os parâmetros que foram significantes para as comparações estatísticas entre grupos de atletas tiveram altos valores de *effect sizes* ($d = 0.87 - 1.44$).

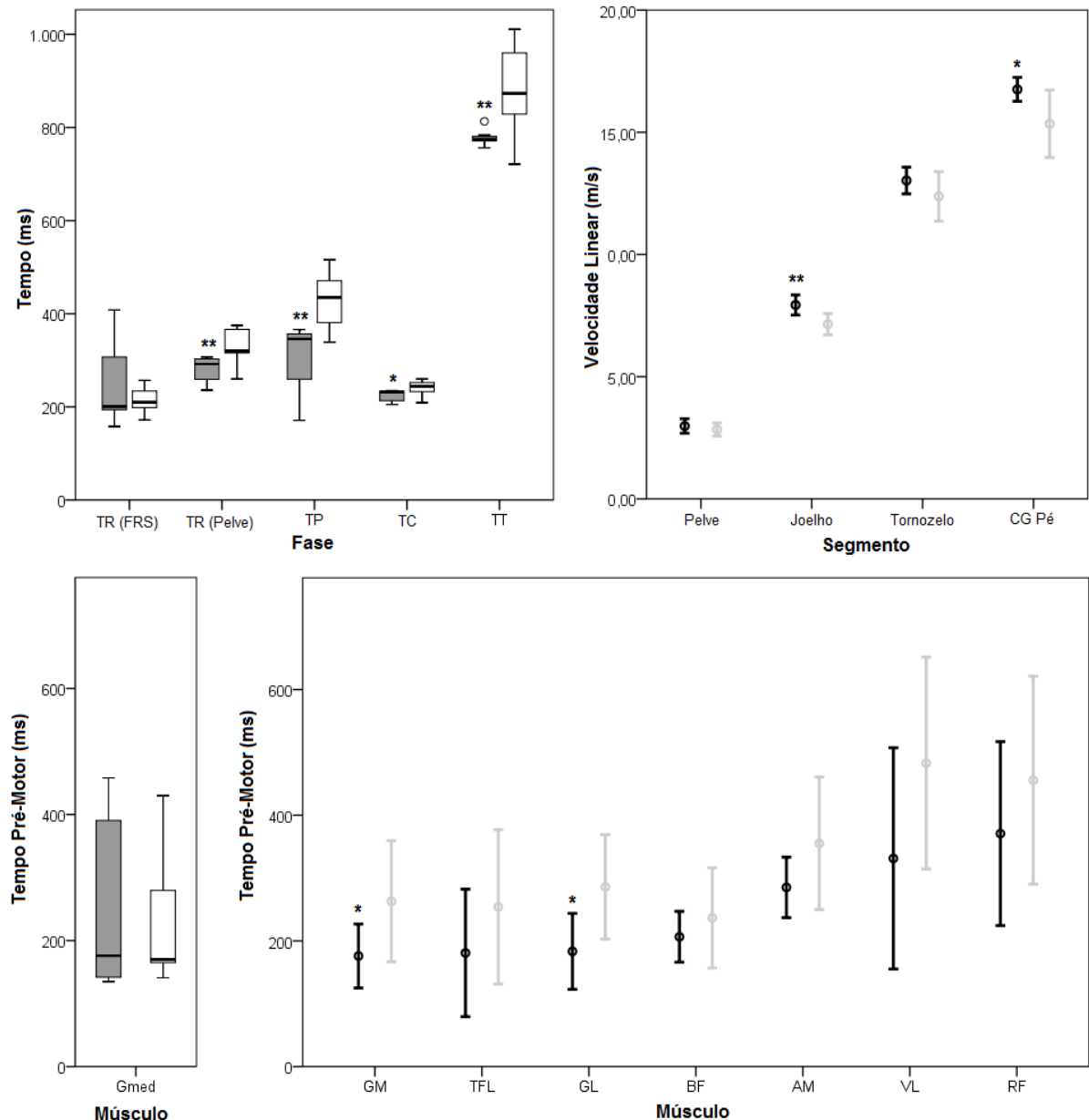


Figura 3 – Gráficos comparativos de tempo de chute, velocidade linear e tempo pré-motor de chute entre atletas de elite e sub-elite. Os círculos representam as médias e as barras de erros representam os intervalos de confiança a 95% de dados normais. Para dados normais, os círculos e traços pretos representam os atletas de elite enquanto os círculos e traços cinza claro representam atletas sub-elite. O boxplot representa a mediana, o 1º e o 3º quartis e as barras de erro representam os limites dos dados. O boxplot em cinza escuro representa atletas de elite enquanto o boxplot branco representa atletas sub-elite. *: $p < 0.05$. **TR(FRS)**: Tempo de reação utilizando de onset cinético; **TR(Pelve)**: Tempo de reação utilizando de onset cinemático; **TP**: Tempo de preparação; **KT**: Tempo de chute; **TT**: Tempo total; **GL**: Gastrocnêmio Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fáscia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteus Médio.

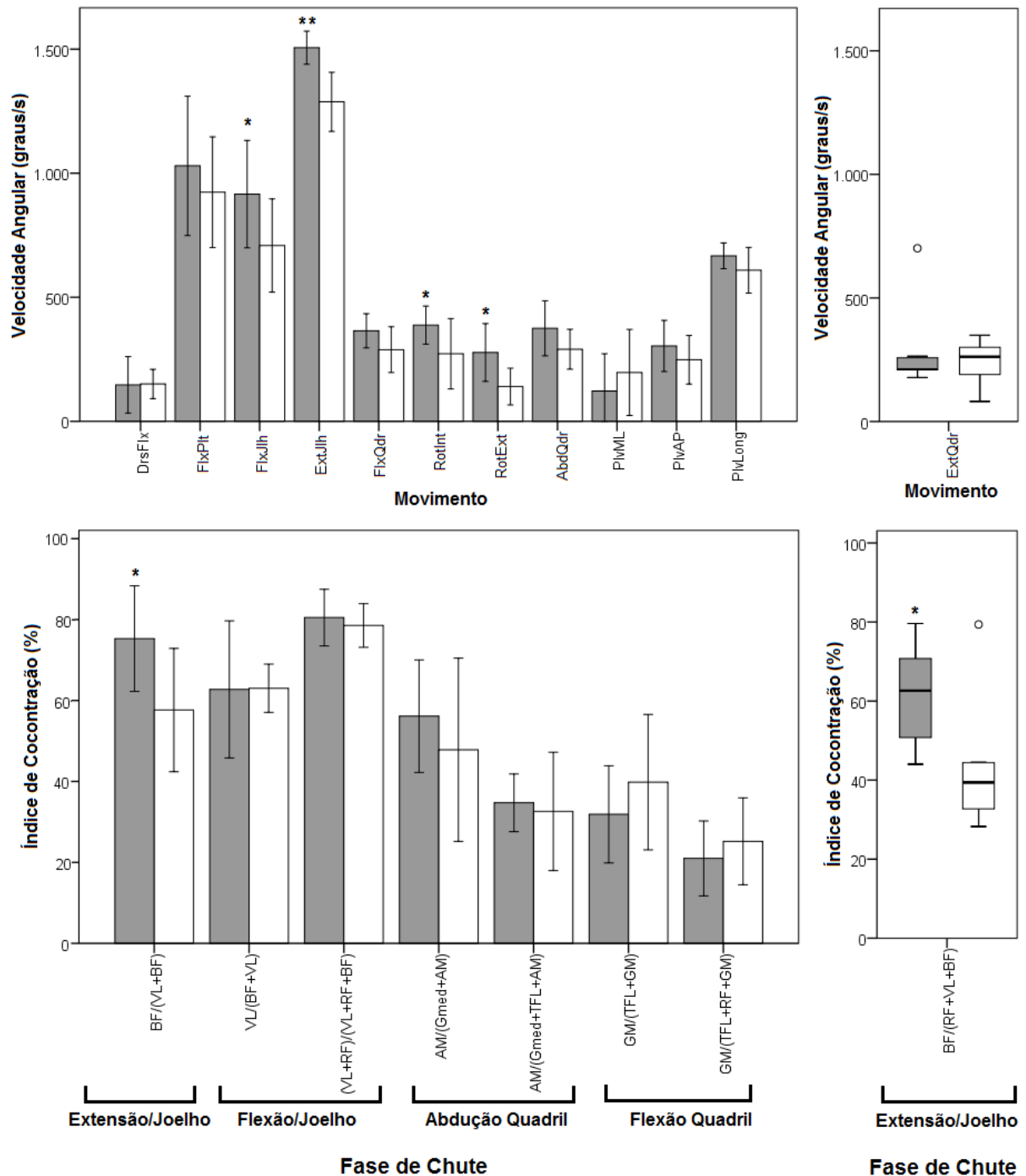


Figura 4 – Gráficos comparativos de velocidade angular (painel superior) e índice de cocontração (painel inferior) entre atletas de elite e sub-elite. As barras representam as médias e as barras de erro representam os intervalos a 95% de confiança para dados normais. Os boxplot representam a mediana, o 1º e o 2º quartil e as barras de erro representam os limites dos dados para os dados sem normalidade assumida. **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$. As barras cinza representam atletas de elite e as barras cinza representam atletas de nível sub-elite. **DrsFlx**: Dorsiflexão; **FlxPlt**: Flexão Plantar; **FlxJlh**: Flexão do Joelho; **ExtJlh**: Extensão do Joelho; **FlxQdr**: Flexão do Quadril; **ExtQdr**: Extensão do Quadril; **RotInt**: Rotação Interna do Quadril; **RotExt**: Rotação Externa; **AbdQdr**: Abdução do Quadril; **Plv**: Rotação da Pelve; **ML**: Eixo Médio-Lateral; **AP**: Ântero-Posterior; **Long**: Longitudinal. **GL**: Gastrocnêmio

Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fáscia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteo Médio.

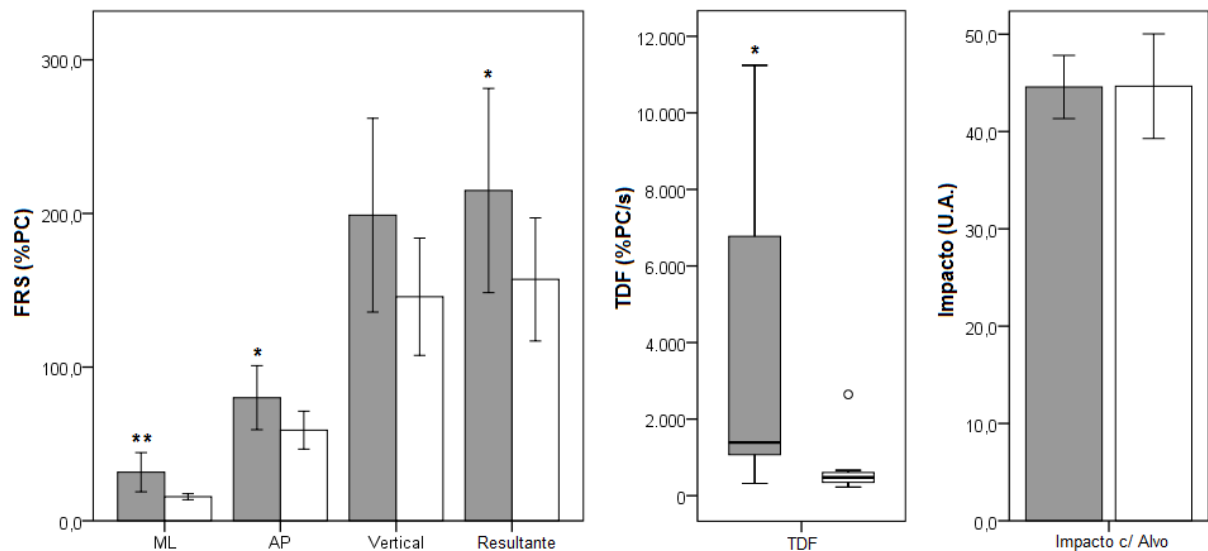


Figura 5 – Gráficos comparativos do pico de força de reação do solo (painel da esquerda), taxa de produção de força (painel central) e impacto de chute (painel da direita) entre atletas de elite e sub-elite. As barras representam as médias e as barras de erro representam os limites dos dados normais. Em dados sem normalidade assumida, o boxplot representa a mediana, o 1º e o 2º quartil, enquanto as barras de erro representam o limite dos dados. **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$. As barras cinzas representam atletas de elite e as barras brancas representam atletas sub-elite. **%PC**: Percentual de peso corporal; **TDF**: Taxa de desenvolvimento de força na fase de preparação; **AP**: direção Ântero-Posterior; **ML**: Médio-Lateral; **Vertical**: Vertical; e **Res**: resultante. **U.A.**: Unidade Arbitrária de impacto patenteada pela Daedo®.

Tabela I – Effect Sizes (*d* de Cohen) das comparações estatísticas entre atletas de elite versus atletas sub-elite.

PARÂMETROS	<i>d</i>	PARÂMETROS	<i>d</i>
<i>TEMPO DE CHUTE</i>		<i>TEMPO PRÉ MOTOR</i>	
TR(FRS)	0.49	GL	1.11
TR(Pelve)	1.18	VL	0.78
TP	1.27	RF	0.51
TC	0.98	BF	0.44
TT	1.18	TFL	0.59
<i>FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO</i>		GM	0.95
Pico de Força AP	1.01	Gmed	0.24
Pico de Força ML	1.27	AM	0.75
Pico de Força Z	0.87	<i>COCONTRAÇÃO</i>	
Pico de Força Res	0.90	BF/(VL+BF)	1.02
TDF	0.98	BF/(RF+VL+BF)	1.04
<i>VELOCIDADE ANGULAR</i>		VL/(BF+VL)	0.02
Dorsiflexão	0.04	(VL+RF)/(BF+VL+RF)	0.30
Flexão Plantar	0.40	AM/(Gmed+AM)	0.42
Flexão do Joelho	0.88	AM/(Gmed+TFL+AM)	0.18
Extensão do Joelho	1.44	GM/(GM+TFL)	0.50
Flexão do Quadril	0.82	GM/(GM+TFL+RF)	0.51
Extensão do Quadril	0.35	<i>VELOCIDADE LINEAR</i>	
Rotação Interna do Quadril	0.87	Pelve	0.47
Rotação Externa do Quadril	1.11	Joelho	1.31
Abdução do Quadril	0.77	Tornozelo	0.71
Pelve ML	0.43	Pé	1.08
Pelve AP	0.51	<i>IMPACTO DE CHUTE</i>	
Pelve Lgt	0.70	Magnitude	0.02

d: Effect Size; **TT(FRS)**: Tempo de reação usando o onset cinético. **TR(Pelve)**: Tempo de reação usando o onset cinemático; **TP**: Tempo de Preparação; **KT**: Tempo de Chute; **TT**: Tempo total; **GL**: Gastrocnêmio Lateral; **VL**: Vasto Lateral; **RF**: Reto Femoral; **BF**: Bíceps Femoral; **AM**: Adutor Magno; **TFL**: Tensor da Fásia Lata; **GM**: Glúteo Máximo; **Gmed**: Glúteo Médio; **TDF**: Taxa de desenvolvimento de força na fase de preparação; **AP**: eixo Antero-Posterior; **ML**: Medio-Lateral, **Z**: Vertical, **Res**: resultante, **Lgt**: Longitudinal.

DISCUSSÃO

A proposta deste estudo foi a de comparar o tempo pré-motor, o tempo de execução, os parâmetros cinéticos e cinemáticos e seus respectivos índices de cocontração no chute *Bandal Chagui* entre atletas de taekwondo, de nível elite e sub-elite, de forma a se determinar as características de desempenho em uma técnica específica. Os resultados demonstraram que atletas de elite têm menores tempos pré-motores de determinados músculos, resultando em um maior nível de força de reação do solo horizontal, consequentemente em um menor tempo para que se inicie a movimentação da pelve, e em um menor tempo de preparação que atletas sub-elite. Os atletas de elite também apresentaram menores tempos de chute e, consequentemente, apresentaram um menor tempo total de desempenho que atletas sub-elite. Os atletas de elite apresentaram índices de cocontração superiores dos músculos que controlam a extensão do joelho e velocidade de rotação superior do quadril, flexão e extensão do joelho. Além disto, os atletas de elite apresentaram um pico de velocidade linear do joelho e pé superior aos atletas sub-elite. Contudo, estes resultados não foram suficientes para resultarem em impactos de chute significativamente superiores.

Os parâmetros temporais e de velocidade são considerados como os principais determinantes biomecânicos do desempenho no Taekwondo (Estevan et al., 2013; Falco et al., 2013; Falco et al., 2009; O'Sullivan et al., 2009) mas em uma competição, para que um ponto seja registrado, a magnitude de impacto necessita ser alta o suficiente para alcançar os limiares específicos a cada categoria de peso (Ramazanoglu, 2013). Uma vez que atletas têm a capacidade de alcançar magnitudes de impacto suficientes para a obtenção de pontos em uma competição, eles podem, então, concentrar-se em obter alta velocidade, curtos tempo de reação e de execução de chute. A velocidade do chute e os parâmetros temporais são parâmetros centrais para o desempenho no taekwondo, pois para marcar pontos, os atletas necessitam serem mais rápidos que seus oponentes (Kim et al., 2010; Jakubiak; Saunders, 2008; Kazemi et al., 2010 and Falco et al., 2013). Neste estudo, os atletas de elite apresentaram velocidade linear do joelho e pé superiores aos atletas sub-elite, que obtiveram velocidade linear do pé similar a encontrada por Estevan et al. (2013), que encontrara, 14.42 ± 2.69 m/s. Porém, neste estudo, os atletas de elite alcançaram

velocidades lineares do pé, ligeiramente inferiores às encontradas na pesquisa de O'Sullivan et al. (2009), que encontraram 17.66 ± 1.67 m/s.

De acordo com os resultados atuais, não houve diferença no tempo de reação cinético, "TR(FRS)", mas os atletas de elite produziram uma maior força de impulso contra o solo e de forma mais explosiva. Se os dados atuais de FRS forem transformados para a unidade de medida de força do Sistema Internacional (N), estes resultados podem ser comparados com os resultados obtidos por Estevan et al. (2013), que encontraram um pico de FRS ântero-posterior, médio-lateral, vertical e resultante, variando de 349 N para 375 N, de 73 para 123 N, de 707 N para 758 N e de 789 N para 844 N, respectivamente. O desempenho obtido por nosso atletas de elite na FRS foi superior aos reportados por Estevan et al. (2013). Contudo, no presente estudo, o grupo sub-elite apresentou resultados similares aos destes autores. As magnitudes inferiores de forças de impulso horizontais e da taxa de produção de força contra o solo, obtidas por nossos atletas sub-elite podem explicar porque estes atletas começaram a mover a pelve depois dos atletas de elite, e porque a fase de preparação foi menor nos atletas sub-elite, caracterizando, assim, um impulso menos eficiente. Resultados de Estevan et al. (2013), que mostraram correlações positivas e significativas ($r > 0.72$) entre a FRS horizontal e o pico de velocidade linear da coxa, podem também explicar porque os atletas de elite apresentaram velocidade superior da coxa.

O tempo pré-motor é um componente neural do tempo de reação, pois ele representa a velocidade de transmissão e processamento de informação (Chung; Ng, 2012). Nos atletas de elite do estudo atual, o Gastrocnêmio Lateral (GL) e o Glúteo Máximo (GM) apresentaram menores tempos pré-motores quando comparados a atletas sub-elite. A contração do GM e do GL contribui para gerar o deslocamento da pelve, pois o GL é primariamente um flexor plantar, enquanto o GM é um músculo extensor do quadril (Weiss et al., 2004). Este menor tempo pré-motor contribuiu para que atletas de elite gerassem um impulso com maiores picos de força de reação do solo no plano horizontal, resultando em uma menor fase de preparação. Chung; Ng. (2012) demonstraram que atletas profissionais de taekwondo tiveram menores tempos pré-motor que amadores ou não atletas, em resposta a estímulos específicos. Porém, o oposto aconteceu para estímulos não específicos visuais ou auditivos, i.e. o grupo de atletas profissionais respondeu mais lentamente que atletas não profissionais. Isto indica a habilidade de atletas profissionais em focarem em

estímulos relevantes da cena de combate, diminuindo a sensibilidade a estímulos irrelevantes. Neste estudo, o estímulo foi visual (LED), mas o cenário da coleta de dados foi preparado de forma a se aproximar da validade ecológica, uma vez que o oponente simulado (boneco) tinha similaridades em aparência com um oponente real. Usando os protetores oficiais de tronco e de cabeça, o estímulo e o alvo foram colocados em partes corporais do boneco relevantes para o combate, em um *design experimental* adequado para a avaliação de tempo de reação seletivo. Além disso, o movimento de reação analisado foi específico ao combate de taekwondo.

O tempo total de resposta (TT) é um dos índices de desempenho mais importantes pois inclui o tempo de reação, o tempo de preparação e o tempo de chute, em um único parâmetro, determinando a capacidade de um chute resultar ou não, em um ponto marcado. Contudo, investigar apenas este parâmetro, não nos permite encontrar as fontes das possíveis diferenças. Neste estudo, não houve diferenças significativas entre grupos no TT, mas as médias do tempo total de resposta reportada por Estevan e Falco (2013) em competidores experts (773 ms) e em atletas novatos (838 ms), foram similares às observadas no atual estudo por atletas de elite e sub-elite, respectivamente. Falco et al. (2009), demonstraram previamente que a análise da fase de chute (TC) foi hábil em discriminar os grupos de atletas de acordo com seu grau de *expertise*. Os dados do estudo atual conduzem à mesma conclusão. Diferenças significativas no TC e no TT foram encontradas entre grupos. Adicionalmente, neste estudo, os atletas sub-elite tiveram TC similares aos de competidores (239 ± 25 ms) reportados por Falco et al. (2009). Os atletas sub-elite do estudo presente, também obtiveram menores TC que atletas não competidores (279 ± 46 ms) do estudo de Falco et al. (2009), na distância média de chute, enquanto os atletas de elite do estudo atual apresentaram desempenho superior nestas variáveis que ambos, competidores e não competidores reportados por estes pesquisadores e também que atletas coreanos (330 ± 30 ms; O'Sullivan et al., 2009).

Um estudo prévio com caratê já comparou a cinemática angular do chute semicircular entre atletas de diferentes níveis competitivos e, neste estudo, os autores encontraram que comparado com amadores, caratêcas de elite demonstraram ter um maior pico de velocidade angular nas articulações do joelho e quadril (Quinzi et al., 2013). Similarmente, no estudo atual, os atletas de elite foram aqueles que apresentaram maiores

velocidades de flexão e extensão do joelho. Contudo, para a articulação do quadril, apenas as rotações (interna e externa) foram diferentes entre grupos, sendo que o desempenho superior foi apresentado pelo grupo de elite. Os picos de velocidade angular do joelho (flexão e extensão) e de flexão do quadril encontrados em nosso estudo foram ligeiramente menores que aqueles apresentados por Quinzi et al. (2013) e O'Sullivan et al. (2009). Possíveis explicações para estas diferenças podem estar relacionadas às diferenças entre estudos nas técnicas de filtragem nos dados processados, ou entre os níveis esportivos dos voluntários. No estudo atual adotou-se um procedimento de filtragem passa-baixa mais rígido (frequência de corte: 10 Hz), quando comparado aos estudos de O'Sullivan et al. (2009) e Quinzi et al., (2013) que utilizaram para suavizar seus dados de frequências de corte de 15 Hz e 20 Hz, respectivamente. No estudo atual, o tempo de chute (TC) de ambos os grupos de atletas foi menor que os reportados por O'Sullivan et al. (2009) e Quinzi et al., (2013). Esta comparação indica para a primeira alternativa, ou seja, a influência da técnica de filtragem sobre os resultados encontrados.

O índice de cocontração é outro parâmetro importante, pois está associado ao nível de desempenho em chutes marciais (Quinzi et al., 2013; Thibordee; Prasartwuth, 2014). No estudo atual, apenas foram encontradas diferenças entre grupos na cocontração de músculos que controlam a extensão do joelho. Os atletas de elite apresentaram maiores valores de cocontração que atletas sub-elite. Em uma técnica similar (Mawachi Geri), o oposto aconteceu com caratêcas, i.e. os atletas de elite apresentaram índices de cocontração inferiores aos de atletas sub-elite, também para músculos que controlam o joelho (Quinzi et al., 2013). Por outro lado, quando a cocontração do Bíceps Femoral e do Reto Femoral foi mensurada e execuções do *Bandal Chagui* do taekwondo, os atletas com desempenho superior foram os que apresentaram maiores magnitudes de coativação do Bíceps Femoral durante o impacto, que foi creditada à estabilização articular (Thibordee; Prasartwuth, 2014). Os maiores níveis de cocontração em atletas de elite, creditados à estabilização articular do joelho no presente estudo, são atribuídos ao fato de que o alvo de impacto (região central do boneco) do Bandal Chagui, devido à grande massa do boneco, é pesado, causando grande resistência contra um brusco impacto e ao fato de que atletas de elite alcançaram maiores níveis de velocidade angular de pico na fase de extensão do joelho, quando comparados a atletas sub-elite. Combinados, estes fatores podem resultar em grandes momentos de força na articulação do joelho (Quinzi et al., 2015). De fato, os

membros inferiores, particularmente a articulação do joelho, são as localizações corporais com maiores incidências de lesões no taekwondo (Pieter, 2005). Adicionalmente, as principais atividades realizadas durante estas ocorrências foram justamente os chutes semicirculares (Pieter, 2005). Nesta técnica, o maior índice de coativação do Bíceps Femoral tem sido atribuído por Quinzi et al. (2015), como sendo um fator protetivo para a articulação do joelho, pois estes autores têm encontrado correlações entre a cocontração deste músculo com o pico de momento angular de membro inferior durante o chute. De acordo com os mesmos autores, dada a breve duração do chute semicircular, existe um mecanismo “feed-forward” que modula a ativação antagonista, parcialmente baseado no estresse imposto à articulação do joelho. Este mecanismo potencialmente envolve a habilidade dependente da remodelação do sistema nervoso central (Quinzi et al., 2015).

Os achados fornecidos por este estudo devem ser considerados no âmbito das seguintes limitações. Primeiramente, dado o pequeno tamanho amostral, alguns resultados não significativos devem estar relacionados à falta de poder estatístico. Então, alguns resultados negativos devem ser interpretados com cautela. Contudo, o pequeno tamanho amostral foi compensado pela composição seletiva da amostra, principalmente para o grupo elite. Secundariamente, a unidade de medida do impacto não esteve de acordo o sistema internacional de medidas. Mesmo assim, o impacto esteve em uma unidade arbitrária patenteada pela Daedo®, utilizada como referência pela Federação Mundial de Taekwondo. Isto torna difícil o entendimento acerca das causas dos impactos de chute encontrados mas, por outro lado, foi utilizado nesta pesquisa o mesmo sistema de impacto que é utilizado pelos atletas em competições oficiais. Portanto, no presente caso, o objetivo de simular o ambiente competitivo, foi alcançado.

CONCLUSÃO

Pode se concluir que atletas de elite apresentaram um melhor desempenho que atletas sub-elite em um grande número de parâmetros do *Bandal Chagui*, tais como o tempo pré-motor de músculos específicos (GL e GM), o tempo de reação cinemático do movimento da pelve, o tempo de preparação, o tempo de chute e o tempo total, as velocidades lineares de segmentos de membros inferiores, as forças de reação do solo e os picos de velocidade angular durante a rotação do quadril e durante os movimentos de flexão/extensão do joelho. Como a maior velocidade angular do joelho, obtida por atletas de elite, foi acompanhada por maiores índices de cocontração dos músculos (isquiotibiais e quadríceps) que controlam os movimentos desta articulação, atribui-se este fenômeno muscular à estabilização articular. Isto resultou em impactos de chute similares entre ambos os grupos de atletas. Mesmo assim, estas magnitudes de impacto foram suficientes para que cada atleta analisado marcasse pontos nos sensores eletrônicos, independentemente do nível competitivo. Desta forma, considera-se que os parâmetros analisados que diferenciaram entre grupos de atletas podem ser úteis na seleção de atletas do mais alto nível competitivo e para o monitoramento do seu status de treino.

Agradecimento: Este trabalho foi apoiado pela Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) com a concessão [#2012/19093-6].

REFERÊNCIAS

- Ball, N., & Scurr, J. (2013). Electromyography normalization methods for high-velocity muscle actions: review and recommendations. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(5): 600–8.
- Bridge, C.A., Santos, J.F.S., Chaabène, H., Pieter, W., & Franchini, E. (2014). Physical and Physiological Profiles of Taekwondo Athletes. *Sports Medicine*, 44(3): 713-33.
- Campos, F.A.D., Bertuzzi, R., Dourado, A.C., Santos, V.G.F., & Franchini, E. (2012). Energy demands in taekwondo athletes during combat simulation. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4): 1221-8.
- Chung, P., & Ng, G. (2012). Taekwondo training improves the neuromotor excitability and reaction of large and small muscles. *Physical Therapy in Sport*, 13: 163-169.
- Cohen, A. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Estevan, I., & Falco, C. (2013). Mechanical analysis of the roundhouse kick according to height and distance in taekwondo. *Biology of Sports*; 30(4): 275-9.
- Estevan, I., Falco, C., Alvarez, O., & Molina-García, J. (2012). Effect of olympic weight category on performance in the roundhouse kick to the head in Taekwondo. *Journal of Human Kinetics*, 31:37-43.
- Estevan, I., Jandacka, D., & Falco, C. (2013). Effect of stance position on kick performance in Taekwondo. *Journal of Sports Sciences*, 31(16): 1815-22.
- Falco, C., Alvarez, O., Castillo, I., Estevan, I., Martos, J., Mugarra, F., & Iradi, A. (2009). Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. *Journal of Biomechanics*, 42: 242–248.
- Falco, C., Molina-García, J., Alvarez, O., & Estevan, I. (2013). Effects of target distance on select biomechanical parameters in taekwondo roundhouse kick. *Sports Biomechanics*, 12(4):381-8.
- Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Hagg, G., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., & Disselhorst-Klug, C. (1999). *European recommendations for surface electromyography*. RRD, The Netherlands.
- Jakubiak, N., & Saunders, D.H. (2008). The Feasibility and efficacy of elastic resistance training for improving the velocity of the Olympic Taekwondo Turning Kick. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22:1194-97.

- Kazemi, M., Perri, G., & Soave, D. (2010). A profile of 2008 olympic Taekwondo competitors. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 54(4): 243-249.
- Kim, J.W., Kwon, M.S., Yenuga, S.S, & Kwon, Y.H. (2010). The effects of target distance on pivot hip, trunk, pelvis, and kicking leg kinematics in Taekwondo roundhouse kicks. *Sports Biomechanics*, 9: 98-114.
- Mullieneaux, D.R., Bartlett, R.M., & Bennett, S. (2001). Research design and statistics in biomechanics and motor control. *Journal of Sports Sciences*, 19: 739–760.
- Osu, R., Franklin, D.W., Kato, H., Gomi, H., Domen, K., Yoshioka, T., & Kawato, M. (2002). Short-and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *Journal of Neurophysiology*, 88: 991-1004.
- O’Sullivan, D., Chung, C., Lee, K., Kim, E., Kang, S., Kim, T., & Shin, L. (2009). Measurement and comparison of taekwondo and yongmudo turning kick impact force for two target heights. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8:13-6.
- Pieter, W. Martial arts injuries (2005). *Medicine and Sport Science*, 48: 59-73.
- Pozo, J., Guillaume, B., & Dierick, F. (2011). Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: Comparison of national and international standard karate athletes. *Journal of Sports Sciences*, 29(14): 1553-1561.
- Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A., & Sbriccoli, P. (2013). Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of diferente skill levels. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 23(1): 140-50.
- Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., & Sbriccoli, P. (2015). Agonist and antagonist muscle activation in elite athletes: influence of age. *European Journal of Applied Physiology*. 2015, 115(1): 47-56.
- Ramazanoglu, N. (2013). Transmission of impact through the electronic body protector in taekwondo. *International Journal of Applied Science and Technology*, 3(2):1-7.
- Sbriccoli, P., Camomilla, V., Di Mario, A., Quinzi, F., Figura, F., & Felici, F. (2010). Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka. *European Journal of Applied Physiology*, 108: 1269–1280.
- Sørensen, H., Morten, Z., Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P., & Klausen, K. (1996). Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of Sports Sciences*, 14(6): 483-495.
- Tasika, N. (2013). Reliability & Linearity of an electronic body protector employed in taekwondo games: a preliminary study. *Journal of Human Sport and Exercise*, 8:622-632.

Thibordee, S., & Prasartwuth, O. (2014) Effectiveness of roundhouse kick in elite Taekwondo athletes, *Journal of Electromyography and kinesiology*, 24(3): 353-358.

Weiss, L.D., Silver, J.K., & Weiss, J. (2004). *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann.

5.3 – Artigo 3

TORQUE ISOCINÉTICO DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE DIFERENTES NÍVEIS DE TAEKWONDO: ASSOCIAÇÃO COM O DESEMPENHO BIOMECÂNICO DE CHUTES

Abstract

This study compared the isokinetic torque of knee, hip and ankle joint movements at low and high velocity between elite and sub-elite taekwondo athletes and correlated them with the Round House Kick performance. Fourteen black belt competitors, organized in 7 elite athletes ($23,6 \pm 2,1$ years; $69 \pm 9,5$ Kg; 168 ± 5 cm) and 7 sub-elite athletes ($22,4 \pm 1,3$ years; $66,8 \pm 14,2$ Kg; 174 ± 11 cm) participated. The athletes were evaluated in Round House Kick (directed to thorax and head) time and velocity obtained through kinematic 3D combined with force platform, in magnitude of impact through electronic sensor and in isokinetic torque by Biodex-4 Dynamometer at $60^\circ/\text{s}$ and $240^\circ/\text{s}$. At each condition, the peak torque was compared between elite and sub-elite through dependent *t*-test or *Mann Withnney* test. Following, torques were correlated with impact and kinematic parameters. The alpha level was set at 5%. Significant differences were found only in the torque of hip flexion and extension ($p < 0.05$), at high velocity of contraction. Torque of hip flexion and abduction at low and high velocity of contraction and hip extension of low velocity were significantly ($p < 0.05$) correlated with kinematic parameters of kick. But only the torque of hip flexion, at $60^\circ/\text{s}$, significantly ($p < 0.05$) correlated with kick impact. Our results indicate that the capacity of hip torque production, at high and low velocity of contraction, is associated with the taekwondo specific performance.

Key Words: Isokinetic torque, kinematic analysis, kick performance, velocity, impact.

INTRODUÇÃO

O desempenho no Taekwondo é determinado basicamente pela eficiência de técnicas e deslocamentos táticos realizados por membros inferiores (Tornello et al., 2013; Santos et al., 2011; Matsushigue, 2009). Mais de 90% das técnicas utilizadas em combate são chutes (Menescardi et al., 2015; Tornello et al., 2014; Matsushigue et al., 2009), que são ações multiplanares e multiarticulares, resultante de movimentos coordenados das articulações do tornozelo, joelho e quadril (Thibordee & Prasartwuth, 2014; Estevan et al., 2013; Sibriccoli et al., 2010), com predominância tática da execução dos chutes semicirculares (Matsushigue, 2009, Falco et al., 2012; Koh & Watkinson, 2002). A eficiência dos chutes pode ser considerada como a capacidade destas técnicas em serem realizadas no menor tempo possível, com a maior velocidade linear e angular dos segmentos (Estevan et al., 2013; Kim et al., 2011; O'Sullivan et al., 2009) e também com altas magnitudes de impacto (Thibordee & Prasartwuth 2014; Tasika, 2013; Estevan et al., 2011; O'Sullivan et al., 2009).

A velocidade linear dos segmentos depende da velocidade angular de suas respectivas articulações proximais (Estevan et al., 2013; Kim et al., 2011; Kim et al., 2010), de forma que esta velocidade angular é resultante da integração da aceleração angular sofrida pelas articulações em relação ao tempo (Estevan et al., 2013; Sørensen et al., 1996). A capacidade de se acelerar angularmente um segmento é conceitualmente resultante do momento de força causado pelos músculos que controlam esta articulação (Kellis E & Katis, 2007; Sibriccoli et al., 2010; Sørensen et al., 1996) e pelo momento angular transmitido do segmento proximal para o segmento distal (Quinzi et al., 2014; Kellis E & Katis, 2007; Sørensen et al., 1996). A produção de momento de força durante a execução técnica depende da capacidade coordenativa do atleta em maximizar o torque agonista e minimizar o torque antagonista resultante (Quinzi et al., 2013 e 2015; Sibriccoli et al., 2010). A coordenação, por sua vez, irá determinar o percentual de aproveitamento das capacidades máximas de produção de força e potência por cada grupo muscular, para a produção de velocidade e momento angular durante a realização do movimento (Quinzi et al., 2013, 2014 e 2015; Sibriccoli et al., 2010). Porém, a capacidade máxima de produção de torque pela contração muscular pode ser um fator determinante da aceleração dos segmentos (Bridge et al., 2014; Sibriccoli et al., 2010) e consequentemente do desempenho de velocidade e

magnitude de impacto. O impacto dos chutes é determinado pela energia cinética e momento angular do membro inferior enquanto o momento angular e a energia cinética, por sua vez, são matematicamente determinados pela velocidade dos segmentos (Quinzi et al., 2014, 2015; Tasika, 2013; Del Vecchio et al., 2011).

Taekwondistas de elite têm demonstrado valores superiores nas velocidades angular e linear em relação a atletas de nível inferior, e valores inferiores nos tempos de chute (Moreira et al., 2015, Estevan et al., 2011). Além disto, o efeito da prática do Caratê (Sibriccoli et al., 2010), Taekwondo e Kung FU (O'Donovan et al., 2006), tem resultado em valores superiores na capacidade de se produzir torque dinâmico (em várias velocidades, de 30°/segundo a 400°/segundo). O torque muscular pode ser expresso de forma isométrica ou dinâmica (Sibriccoli et al., 2010; O'Donovan et al., 2006, Pieter et al., 1989), contudo, as ações técnicas do Taekwondo são expressas de forma dinâmica (Moreira et al., 2015; Estevan et al., 2013; Sørensen et al., 1996). Durante a fase de preparação, em que os pés ainda estão em contato com o solo, forças de reação do solo de alta magnitude são produzidas para impulsionar o centro de gravidade na direção do adversário e para acelerar os segmentos (Moreira et al., 2015; Estevan et al., 2013; Pozo et al., 2011). Nesta fase, as velocidades articulares são relativamente baixas, contudo, durante a fase aérea dos chutes, alcançam-se altas velocidades angulares dos segmentos e articulações (Thibordee & Prasartwuth 2014; Estevan et al., 2013; Sørensen et al., 1996). A forma mais usual de se avaliar dinamicamente e de forma controlada, grupos musculares específicos é por meio de contrações isocinéticas (Fong & Tsang, 2012; Fong & Ng, 2011; Gaines & Talbot, 1999), devido à sua alta reprodutibilidade (Chen et al., 1994), validade (Gaines & Talbot, 1999) e controle da velocidade e da amplitude dos movimentos (Gaines & Talbot, 1999; Chen et al., 1994).

Durante a execução das técnicas marciais, o torque dinâmico pode ser expresso em movimentos de baixa e alta velocidade angular (kinoshita & FUJII, 2014; Sørensen et al., 1996), uma vez que o torque muscular é fisicamente determinado pelo produto entre a aceleração angular e o momento de inércia que resiste a aplicação deste torque (Sørensen et al., 1996). Nos chutes de taekwondo, o momento de inércia a ser vencido e consequentemente o momento de força irá variar, dependendo da fase do movimento e se o pé está ou não em contato com o solo (kinoshita & FUJII, 2014; Sørensen et al., 1996), uma

vez que quando o pé está fora do solo, a inércia a ser vencida será apenas a dos segmentos de membro inferior distais à articulação, enquanto que com o pé preso ao solo, a inércia a ser vencida será a do corpo inteiro subtraído pela dos segmentos distais de membro inferior. Desta forma, analisar o torque tanto em velocidades baixas como altas pode fornecer informações importantes sobre a capacidade muscular de atletas de taekwondo. Fong & Tsang (2012) ao considerar a velocidade de contração isocinética de 60°/segundo como baixa e a de 240°/segundo como alta, utilizaram os dados de torque isocinético de membros inferiores para correlacioná-los com os valores de tempo de treino semanal de taekwondistas. Cetin et al. (2009), por sua vez, utilizaram estas mesmas velocidades de contração em modo isocinético, como parte de uma bateria de avaliações que demonstrou que a utilização de protetor bucal não causa efeitos negativos no desempenho anaeróbico e de força.. Pieter et al., (1989) demonstraram, já há algum tempo, que praticantes de taekwondo alcançam valores superiores de torque isocinético dos isquiotibiais em relação àqueles não atletas, em velocidades médias e altas. Contudo, o comportamento do torque isocinético de atletas de taekwondo de diferentes níveis competitivos não foi estudado e nem associado ao desempenho específico de chutes marciais. Pelo exposto, o objetivo deste estudo foi determinar o comportamento do torque isocinético das articulações dos membros inferiores, em velocidades baixa e alta, em atletas de elite e sub-elite, assim como analisar suas possíveis correlações com as velocidades (angulares e lineares), os tempos de chute e as magnitudes de impacto do chute. A primeira hipótese do atual estudo é que atletas de elite possuem desempenho superior na produção de torque isocinético que atletas de nível sub-elite, independentemente da velocidade de contração e articulação. A segunda hipótese é que há correlações significativamente positivas entre os valores de torque isocinético e as velocidades (angular e linear) de pico obtidas durante o chute, negativas entre os valores de torque isocinético e os parâmetros temporais dos chutes e positivas entre os valores de torque isocinético e as magnitudes de impacto dos chutes, independente das velocidades de contração muscular isocinética.

MÉTODOS

Participantes

A amostra foi composta por 14 competidores faixas-preta, alocados em um grupo de atletas de elite (5 homens e 2 mulheres, finalistas e semifinalistas de competições internacionais; $23,6 \pm 2,1$ anos; $69 \pm 9,5$ Kg; 168 ± 5 cm; $12,2 \pm 8,5$ anos de treino; $15,7 \pm 4,7$ horas de treino por semana) e outro de sub-elite (5 homens e 2 mulheres, competidores de nível estadual; $22,4 \pm 1,3$ anos; $66,8 \pm 14,2$ Kg; 174 ± 11 cm; $10,4 \pm 6,1$ anos de treino; $11,4 \pm 5,1$ horas de treino por semana), sem diferenças significantes entre estes, em qualquer característica antropométrica, idade e tempo de treino.

Procedimentos Experimentais

Este estudo foi desenhado para avaliar o torque isocinético de membro inferior dominante dos atletas, em duas velocidades, $60^\circ/\text{segundo}$ e $240^\circ/\text{segundo}$, para em seguida comparar estes valores entre os grupos de atletas e então, correlacionar estes dados com os valores de impacto e os dados cinemáticos do desempenho de chute. Primeiramente os atletas foram avaliados por cinemetria e mensuração de impacto durante a execução de chutes, e após 10 minutos de recuperação passiva, foram avaliados no protocolo isocinético de contrações musculares.

Coleta de Dados

Para o registro cinemático (fig. 1), foram colocados 39 marcadores refletores em cada atleta, de acordo com o protocolo “*Plugin Gait Full Body (UPA and FRM)*” (Vicon®).. Após 15 minutos de aquecimento (5 minutos de corrida a 8Km/h mais dois minutos de deslocamento específico de taekwondo e 12 saltos verticais, finalizados com 10 chutes de familiarização, sendo 8 submáximos e 2 máximos), houve um intervalo de 5 minutos de repouso e subsequentemente, a avaliação principal, composta por 18 chutes semicirculares (9 *Bandal Chagui* and 9 *Dollyo Chagui*), com o pé da perna dominante iniciando sobre uma plataforma de força OR-6 (AMTI®), espaçado em uma distância horizontal do boneco (BoomBoxe®),

equivalente ao comprimento do membro inferior. Um LED foi colocado no tórax e outro no olho do boneco, ambos microcontrolados por uma rotina programada em ambiente MATLAB (Mathworks® 2012, Inc), randomizada em um modo Gaussiano, com uma média de 7 ± 2 s entre cada chute, durante 2 minutos (Campos et al., 2012). Os atletas foram orientados a chutar o mais rápido possível e com o maior impacto possível, assim que cada LED acendesse. Os chutes foram registrados pelo sistema de captura de imagens NEXUS 2.0 (Vicon®), através de sete câmeras a 250 amostras por segundo. A magnitude de impacto foi determinada por meio de um sistema de marcação de pontos/protetor de tórax (fig. 1) oficial (TK-Strike 4.2, Daedo®) para competições nacionais e internacionais. Então, para marcar o momento exato de impacto, uma plataforma de contato flexível foi desenvolvida e colocada entre o protetor de tórax e a superfície do boneco. Quando comprimida, esta plataforma emite uma tensão elétrica (0-2.5 V) para o sistema de sincronização (Gyganet, Vicon®), através de cabos. Considerou-se para análise, os melhores valores de tempo, impacto e velocidade.



Figura 1 – Demonstração da execução do chute semicircular *Bandal Chagui*.

O protocolo de avaliação isocinética foi constituído por uma familiarização composta por três contrações submáximas e uma contração máxima, seguida por 15 segundos de

descanso e cinco contrações máximas, alternadas, entre os movimentos recíprocos de dorsiflexão/flexão-plantar do tornozelo, flexão/extensão do joelho, flexão/extensão do quadril e adução/abdução do quadril, nas velocidades $60^{\circ}/s$ e $240^{\circ}/s$. Entre os pares de movimentos recíprocos e entre as velocidades, realizaram-se intervalos de descanso de 2 minutos. A ordem das velocidades e dos pares de movimento a serem realizados pelos atletas foi aleatorizada de forma idêntica entre os grupos. Os atletas foram instruídos a realizarem as contrações “de forma mais forte e rápida quanto possível”, até o fim da amplitude de movimento permitida e também houve encorajamento verbal durante as contrações. Os dados de torque foram coletados em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex[®]), a uma frequência de 3000Hz por meio de uma placa conversora A/D (Noraxon[®], NorBNC) e *software* MR versão 3.2 (Noraxon[®]).

Ao realizar as avaliações de flexão/extensão do joelho, os voluntários permaneceram sentados com 110° de amplitude entre a superfície horizontal e o encosto da cadeira, devidamente fixados por cintas. O Joelho partiu de 90° de flexão e percorreu uma amplitude de extensão de 90° , retornando à posição inicial. Nas avaliações de flexão do quadril, a coxa partiu da posição de 5° de flexão (0° = extensão completa), percorrendo uma amplitude de 50° de flexão/extensão. Os voluntários foram posicionados e fixados por cintas em decúbito dorsal, com o eixo do dinamômetro alinhado com o trocanter maior do fêmur. Para as avaliações de abdução/adução do quadril, os voluntários, foram posicionados em decúbito lateral e joelho estendido, com o eixo rotacional do dinamômetro alinhado à tuberosidade isquiática e a alavanca do dinamômetro fixada à coxa dominante. Então, eles realizaram uma amplitude de abdução do quadril de 0° a 45° , sendo 0° a posição horizontal. Por fim, para o teste de flexão plantar, com o encosto a 70° , a coxa dominante posicionada em 45° de flexão em relação à horizontal, a tíbia mantida na posição horizontal e o joelho em 45° de flexão, partindo da posição neutra, percorreu uma amplitude total de 60° (20° para a dorsiflexão e 40° para a flexão plantar), alternando flexão plantar com dorsiflexão.

Processamento dos Dados

Os vetores de dados cinemáticos e de força de reação do solo foram suavizados com um filtro passa-baixa *Butterworth zero-lag* com frequência de corte a 10 Hz e 85 Hz, respectivamente. O início da fase de preparação foi considerada como o tempo em que a força de reação do solo (FRS) começou a aumentar acima de 2,5% da diferença entre o pico de FRS e o valor de base. O fim da fase de preparação e início da fase de chute foi quando a FRS se tornou zero. O fim da fase de chute foi quando o pé atingiu o alvo. A seguir, determinaram-se os valores de pico das velocidades angulares das articulações do membro inferior dominante e os picos das velocidades lineares do joelho e pé, durante a fase de chute.

Os dados dinamométricos foram suavizados por um filtro passa baixa *Butterworth zero-lag* com frequência de corte a 20 Hz e então se realizou a correção gravitacional por meio da equação 1.

$$\text{Torque final}_{(a)} = \text{Torque inicial}_{(a)} + \text{Peso do segmento} \cdot \text{Seno}(\theta_{(a)}), \quad (\text{Eq. 1})$$

sendo que “a” representa a amostra temporal e “ θ ” representa o ângulo do segmento em relação à orientação vertical. Considerou-se para análise, os valores de pico de torque da melhor repetição, na fase isocinética (fig. 2).

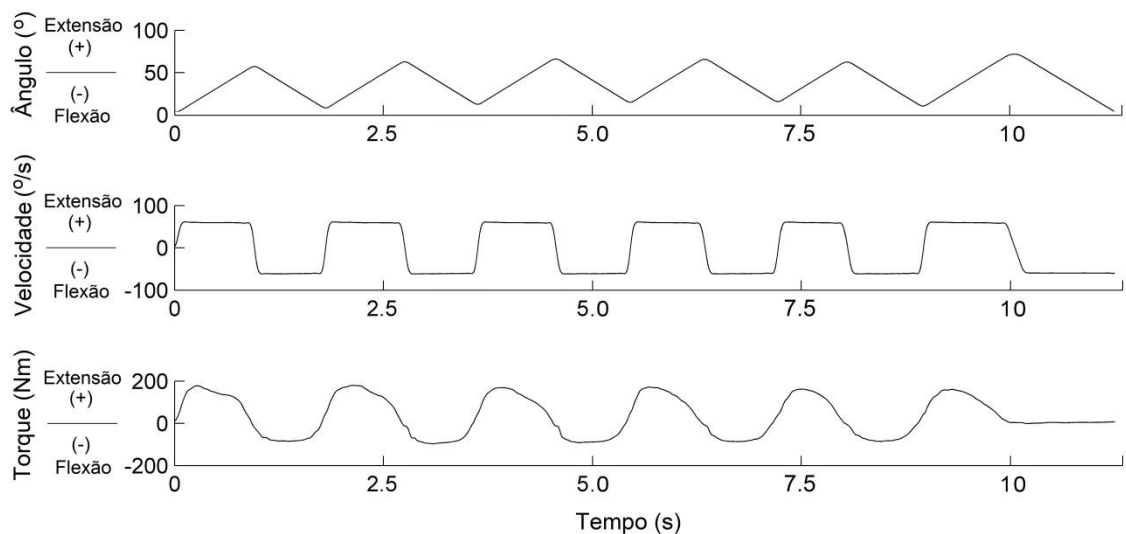


Figura 2 – Gráfico demonstrando um exemplo de avaliação isocinética durante a flexão e extensão do joelho.

Análise Estatística

Após a avaliação da normalidade por meio do teste de *Shapiro-Wilk*, compararam-se os dados de torque isocinético de cada movimento entre os grupos elite e sub-elite, através do *teste-t* para amostras independentes ou teste de *Mann Withnney*, para os dados com ou sem normalidade estatística, respectivamente. Em seguida, correlacionou-se os dados de torque de cada atleta ($n = 14$), com os valores obtidos nos parâmetros cinemáticos dos chutes *Bandal Chagui* e *Dolho Chagui* e com as magnitudes de impacto obtidas durante os chutes *Bandal Chagui*, através do coeficiente de correlação de *Pearson* ou de *Spearman*, respectivamente. Todos os testes estatísticos foram realizados com o software SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) e $p < 0.05$ como nível de significância. As diferenças obtidas no *teste-t* ou *Mann Withnney* foram quantificadas através dos escores d de Cohen, para analisar o tamanho do efeito das comparações (Mullieneaux, Bartlett, & Bennett, 2001). Valores de $d \geq 0.8$ indicam um grande efeito, de 0.79-0.5, um efeito moderado, de 0.49-0.2, um pequeno efeito e valores < 0.2 representam um efeito trivial (Cohen, 1988). Com 14 atletas, esta pesquisa tem um poder de 80% em detectar diferenças significativas de torque entre grupos, para $d > 1.41$, no teste- t , para $d > 1.45$ no teste de *Mann Withnney* e em encontrar correlações significativas para coeficientes de correlação maiores que 0.58.

RESULTADOS

Os dados descritivos do torque de cada articulação analisada, nas duas velocidades e seus respectivos *effect sizes*, são mostrados na tabela 1.

Tabela 1 – Dados Descritivos de torque e *effect size(s)* das diferenças entre grupos.

Movimento		Torque por Grupo de Atletas		Diferenças	
Articulação	Ação	Velocidade (°/s)	Elite (Nm*Kg ⁻¹)	Sub-elite (Nm*Kg ⁻¹)	ES (Cohen's <i>d</i>)
Tornozelo	Flexão	60	1.08 (± 0.23)	0.93 (± 0.24)	0.67
	Plantar	240	0.53 (± 0.11)	0.45 (± 0.08)	0.23
Joelho	Flexão	60	1.60 (± 0.18)	1.60 (± 0.24)	0.00
		240	1.23 (± 0.19)	1.22 (± 0.12)	0.02
	Extensão	60	2.79 (± 0.30)	2.61 (± 0.43)	0.49
		240	1.64 (± 0.17)	1.67 (± 0.26)	-0.10
Quadril	Flexão	60	2.22 (± 0.31)	2.02 (± 0.32)	0.65
		240	1.78* (± 0.17)	1.59 (± 0.21)	1.01
	Extensão	60	2.65 (± 0.41)	2.36 (± 0.31)	0.80
		240	1.73* (± 0.62)	1.10 (± 0.56)	1.06
	Adução	60	1.69 (± 0.43)	1.75 (± 0.41)	-0.15
		240	0.92 (± 0.23)	0.86 (± 0.48)	0.15
	Abdução	60	1.93 (± 0.36)	1.83 (± 0.21)	0.35
		240	1.13 (± 0.43)	1.06 (± 0.23)	0.20

*: $p < 0.05$; **ES**: Effect Size.

As correlações entre os dados de torque isocinético e os dados temporais do chute e também as correlações entre os dados de torque e os dados de cinemática linear são mostrados nas tabelas 2 e 3. Além disto, na tabela 2 estão contidos os valores de correlações entre os dados de torque muscular isocinético e as magnitudes de impacto durante os chutes *Bandal Chagui*.

Tabela 2 – Correlações entre o torque isocinético com os dados temporais e os dados de cinemática do chute Bandal Chagui (n=14)

Movimento			Correlações				
Articulação	Ação	Velocidade (°/s)	TP	TC	VLPé	VLJ	Impacto
Tornozelo	Flexão	60	-0.35	-0.08	0.38	-0.08	-0.25
	Plantar	240	-0.40	0.09	0.26	0.04	-0.50
Joelho	Flexão	60	-0.42	-0.43	-0.10	-0.24	-0.07
		240	-0.03	-0.10	0.17	-0.20	-0.36
	Extensão	60	-0.25	-0.17	0.35	0.35	0.20
		240	-0.03	-0.10	0.17	-0.20	0.13
	Flexão	60	-0.07	-0.46*	0.52*	0.24	0.51*
		240	-0.36	-0.62*	0.27	0.25	0.27
Quadril	Extensão	60	-0.23	-0.27	0.56*	0.48*	-0.08
		240	-0.17	-0.33	0.31	0.32	-0.08
	Adução	60	0.05	0.40	-0.01	0.16	-0.41
		240	-0.22	0.06	0.42	-0.02	-0.17
	Abdução	60	-0.04	0.26	0.45	0.36	0.12
		240	-0.14	0.24	0.46*	0.25	-0.06

*: $p < 0.05$; **TP**: Tempo de Preparação; **TC**: Tempo de Chute; **VLPé**: Velocidade Linear do Pé; **VLJ**: Velocidade Linear do Joelho.

Tabela 3 – Correlações entre o torque isocinético e os dados temporais e os dados de cinemática do chute Dolho Chagui. (n=14)

Movimento			Correlações			
Articulação	Ação	Velocidade (°/s)	TP	TC	VLPé	VLJ
Tornozelo	Flexão	60	-0.11	-0.28	0.37	-0.34
	Plantar	240	-0.23	-0.18	0.21	0.16
Joelho	Flexão	60	0.03	-0.14	-0.27	0.08
		240	0.16	-0.06	-0.12	-0.08
	Extensão	60	-0.25	-0.17	0.09	0.21
		240	-0.16	-0.05	-0.17	-0.02
	Flexão	60	0.28	-0.41	0.39	0.44
		240	0.05	-0.44	0.12	0.43
Quadril	Extensão	60	-0.19	-0.31	0.47*	0.32
		240	-0.15	-0.31	0.34	0.15
	Adução	60	-0.34	0.44	0.02	-0.10
		240	-0.06	0.40	0.09	0.08
	Abdução	60	-0.22	-0.13	0.54*	0.31
		240	-0.12	-0.04	0.17	0.08

*: $p < 0.05$; **: $p < 0.01$; **TP**: Tempo de Preparação; **TC**: Tempo de Chute; **VLPé**: Velocidade Linear do Pé; **VLJ**: Velocidade Linear do Joelho.

As correlações entre os dados de torque isocinético e as velocidades angulares de pico, obtidas durante os chutes, estão demonstradas na tabela 4.

Tabela 4 – Correlações entre o torque isocinético e os dados de velocidade angular dos chutes Bandal Chagui e Dolho Chagui. (n=14)

Movimento			Correlações	
Articulação	Ação	Velocidade (°/s)	Dolho	Bandal
Tornozelo	Flexão	60	-0.14	-0.16
	Plantar	240	-0.52	-0.39
Joelho	Flexão	60	0.19	0.38
		240	-0.20	0.38
	Extensão	60	0.15	0.21
		240	0.17	-0.05
Quadril	Flexão	60	-0.02	0.02
		240	0.51*	0.09
	Extensão	60	-0.43	-0.27
		240	-0.24	-0.05
	Abdução	60	-0.09	-0.13
		240	-0.18	-0.16

*: $p < 0.05$.

DISCUSSÃO

O presente trabalho objetivou avaliar se o torque isocinético de diferentes articulações, em velocidades de contração alta e baixa, são fatores associados ao desempenho de atletas de taekwondo. Foi hipotetizado que atletas de elite possuem desempenho superior na produção de torque isocinético que atletas de nível sub-elite, independentemente da velocidade de contração e articulação. Também foi hipotetizado que há correlações positivas entre os valores de torque isocinético e as velocidades (angular e linear) de pico obtidas durante o chute, negativas entre os valores de torque isocinético e os parâmetros temporais dos chutes e positivas entre os valores de torque isocinético e as magnitudes de impacto dos chutes, independente das velocidades de contração muscular isocinética.

Os resultados obtidos estão de acordo com a primeira hipótese do estudo, no sentido de haver diferenças significativas nos valores de torque, a favor dos atletas de elite (tabela

1). Contudo, estas diferenças apenas foram significativas nos movimentos específicos de flexão e extensão do quadril, ocorrendo apenas na velocidade de $240^{\circ}/s$. As correlações obtidas entre os valores de torque e os parâmetros temporais dos chutes (Tabela 2) ocorreram no sentido inverso, como hipotetizado, contudo apenas houve correlações significativas do torque de flexão do quadril com o tempo de chute, mas não com o tempo de preparação. Isto ocorreu nas duas velocidades de contração. A respeito das velocidades lineares, as correlações que foram significativas ocorreram no sentido positivo, como hipotetizado, mas apenas para torque obtido com movimentos realizados pela articulação do quadril (flexão, extensão e abdução), principalmente em velocidade de execução a $60^{\circ}/s$ (tabelas 2 e 3). Adicionalmente, ao contrário do que foi hipotetizado inicialmente, a maior parte das correlações entre os torques articulares e as velocidades angulares obtidas não foram significativas, exceto pelo movimento de flexão do quadril a $240^{\circ}/s$ no movimento Dolho Chagui (tabela 4). Por fim, o único parâmetro de torque a se correlacionar significativamente com as magnitudes de impacto foi o torque de flexão do quadril a $60^{\circ}/s$ (tabela 2).

Para interpretar os resultados para cada articulação é importante considerar a cinesiologia das ações musculares durante os chutes. Para o tornozelo, o movimento de flexão plantar, importante para impulsionar linearmente a pelve durante a fase de preparação do chute (Moreira et al., 2015; Kinoshita & Fujii, 2014) e para alinhar o pé em um ângulo adequado para o momento do impacto (Thibordee & Prasartwuth 2014), é conhecido por ser resultante da contração dos músculos sóleo e gastrocnêmio (Lateral e Medial) (Weis et al., 2004). O Gastrocnêmio têm seu início de ativação logo no início da fase de preparação dos chutes semicirculares (Moreira et al., 2015; Thibordee & Prasartwuth 2014; Quinzi et al., 2013), de forma que a flexão plantar inicia-se ainda com o pé sobre o solo. Contudo, o tornozelo atinge sua máxima amplitude neste movimento durante a fase aérea do chute, antes da amplitude máxima de flexão do joelho (Thibordee & Prasartwuth 2014). Esta base cinesiológica nos levou a postular que o torque isocinético de flexão plantar seria um importante fator na diferenciação dos atletas quanto a seu nível competitivo e que este parâmetro de desempenho neuromuscular estaria correlacionado com os parâmetros cinemáticos do desempenho específico dos chutes. Contudo, no atual estudo, não houve diferenças significativas entre os grupos e não encontramos correlações significativas entre

os valores isocinéticos de flexão plantar e nenhum dos parâmetros cinemáticos. Este resultado pode estar associado ao fato de que atletas de ambos os grupos têm realizado um prolongado período de treino específico da modalidade, pois Fong & Tsang (2012), ao não encontrarem correlações entre o torque de flexão plantar a $60^{\circ}/s$ e $240^{\circ}/s$ e o volume semanal de treino específico de taekwondo, postularam que após um longo período de prática da modalidade, os torques de flexão plantar atingem um platô, deixam de se adaptar ao treino e tendem a se igualar entre os atletas.

Para o Joelho, no atual estudo, o torque obtido nos movimentos de flexão e extensão não foi capaz de diferenciar os grupos de atletas de acordo com seu grau de *expertise* e também, não se correlacionou com nenhum dos parâmetros cinemáticos analisados. Estes resultados indicam que em atletas experientes, as diferenças interindividuais de torque do joelho não influenciam o desempenho biomecânico dos chutes e que as diferenças de torque entre grupos não influenciam os resultados competitivos dos atletas. Isto provavelmente aconteceu porque os grupos de atletas do presente estudo não diferiram significativamente quanto ao volume de treino semanal e ao tempo de treino total, pois Fong & Tsang (2012) demonstraram que existe uma relação dose resposta do volume de treino com o torque do joelho. Estes autores demonstraram haver correlações significativas entre o volume semanal de treino específico de taekwondo e os torques isocinéticos de flexão e extensão do joelho, mas apenas na velocidade rápida. Em atletas de caratê, Sibriccoli et al (2010) encontraram resultados diferentes dos nossos, pois neste estudo caratêcas de elite desempenharam torques significativamente superiores aos de atletas amadores, em todas as velocidades analisadas (de $30^{\circ}/s$ a $400^{\circ}/s$), uma vez que os atletas de elite possuíam um volume acumulado de treino em função do tempo de treinamento que era significativamente superior ao de atletas amadores.

Para o quadril, encontramos diferenças significativas entre grupos, para os valores de torque de flexão e extensão, apenas na velocidade de $240^{\circ}/s$. Porém, os torques de flexão e abdução do quadril em ambas as velocidades, lenta e rápida, se correlacionaram significativamente com parâmetros cinemáticos do chute. Além disto, na velocidade de $60^{\circ}/s$, o torque de flexão do quadril correlacionou-se com a magnitude de impacto enquanto o torque de extensão do quadril correlacionou-se com parâmetros cinemáticos importantes para o desempenho do chute, que foram as velocidades lineares do joelho e pé. Estes

resultados podem ser explicados porque a capacidade de se produzir torque muscular é importante para que se possa acelerar angularmente um segmento, de forma a alcançar velocidades expressivas. Pois conceitualmente, a aceleração angular (α) é igual à divisão dos valores de torque (M_f) pelos valores de momento de inércia (I), ou seja, $\alpha = M_f/I$. Desta forma, a produção de torque na articulação do quadril e, conseqüentemente, a velocidade resultante da aplicação deste torque contribuem para movimentar a pélvis na direção do alvo, durante a fase preparação (Kinoshita & Fujii, 2014) e também, para acumular e transmitir momento angular e energia cinética da coxa para a tíbia (Quinzi et al., 2014; Sørensen et al., 1996), resultando em altos níveis de velocidade final do pé (O'Sullivan et al., 2009; Moreira et al., 2015), de momento angular total de membros inferiores (Quinzi et al., 2014) e de magnitude de impacto (Thibordee & Prasartwuth 2014; Tasika, 2013; Estevan et al., 2011). Por exemplo, no chute frontal do taekwondo, Sørensen et al. (1996) demonstraram que 64% da velocidade final atingida pelo pé é decorrente da transmissão de momento angular da coxa para a tíbia, e apenas 36% foi causado pela produção muscular de momento de força de extensão do joelho.

A respeito das velocidades de contração, embora neste estudo apenas as contrações em velocidade alta foram capazes de diferenciar os grupos de atletas, pudemos observar que as velocidades rápida e lenta de movimentos específicos do quadril correlacionaram-se com parâmetros importantes do desempenho cinemático do chute. Ao considerarmos a especificidade das velocidades, é fácil imaginarmos o porquê da importância da contração rápida, pois se sabe que durante os chutes, atletas marciais alcançam altíssimos valores de pico de velocidade angular em movimentos do quadril (Quinzi et al., 2013 e 2015; Sibriccoli et al., 2010). Porém, convém atentarmos de que durante as fases iniciais do chute, as velocidades articulares são relativamente baixas (Quinzi et al., 2013 e 2015; Sibriccoli et al., 2010) e é neste momento que é realizada grande parte da aceleração dos segmentos dos membros inferiores, de forma que o torque muscular inicia a sua manifestação em velocidade de contração baixa (Kinoshita & Fujii, 2014; Sørensen et al., 1996).

Existem algumas limitações neste estudo que necessitam ser consideradas ao interpretar os resultados. Primeiro este é um estudo explanatório que mostra o torque dos movimentos do quadril associado ao desempenho específico do taekwondo. Estes resultados são preliminares. Futuros estudos longitudinais são necessários para confirmar o

efeito de treinos desenhados para aumentar o torque muscular geral e assim, seu efeito no desempenho biomecânico específico de movimentos do taekwondo. Além disso, devido a limitações metodológicas, não calculamos o torque muscular e nem a quantidade de momento angular transmitido de um segmento para o outro, durante as execuções técnicas. Supõe-se que a consideração destes dados poderia enriquecer a discussão dos resultados.

CONCLUSÃO

Nesta pesquisa, de todas as articulações analisadas, em sua capacidade de produção de torque dinâmico, a única articulação cuja capacidade muscular geral de produção de força esteve associada ao desempenho específico do taekwondo foi a articulação do quadril, com destaque para os torques realizados no plano sagital. Pois os movimentos de flexão e extensão do quadril foram estatisticamente significativos tanto para a diferenciação do ranking competitivo de atletas quanto para as correlações com o desempenho cinemático e impacto dos chutes. Outra conclusão importante é que não foi apenas a capacidade de produção de força muscular em contração rápida que se mostrou importante para o desempenho específico do taekwondo. Os torques realizados em velocidade lenta ($60^\circ/\text{s}$) também se mostraram importantes porque se correlacionaram significativamente com parâmetros centrais do desempenho cinemático dos chutes, como a velocidade linear do pé, a magnitude de impacto e o tempo de chute.

Em face dos resultados obtidos, algumas recomendações práticas podem ser realizadas: a) taekwondistas experientes que almejem melhorar seu nível competitivo e a eficiência das técnicas devem priorizar o fortalecimento dos músculos que controlam movimentos da articulação do quadril (flexão, extensão e abdução); b) este fortalecimento deve ser realizado tanto com baixas cargas e velocidade alta, como com altas cargas e velocidade relativamente baixa. c) considerando que as correlações encontradas foram baixas ou moderadas, sugere-se que em grande parte, o desempenho específico do taekwondo possa estar associado a outros parâmetros como a técnica e a coordenação.

Agradecimento: Este trabalho foi apoiado pela Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) com a concessão [#2012/19093-6].

REFERÊNCIAS

- Bridge, C. A., da Silva Santos, J. F., Chaabène, H., Pieter, W., & Franchini, E. (2014). Physical and physiological profiles of taekwondo athletes. *Sports Medicine*, 44(6), 713-733.
- Campos, F.A.D., Bertuzzi, R., Dourado, A.C., Santos, V.G.F., & Franchini, E. (2012). Energy demands in taekwondo athletes during combat simulation. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4): 1221-8.
- Cetin, C., Keçeci, A. D., Erdoğan, A., & Baydar, M. L. (2009). Influence of custom-made mouth guards on strength, speed and anaerobic performance of taekwondo athletes. *Dental traumatology*, 25(3), 272-276.
- Chen, W. L., Su, F. C., & Chou, Y. L. (1994). Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(6), 324-330.
- Cohen, A. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Del Vecchio, F. B., Franchini, E., Del Vecchio, A. H. M., & Pieter, W. (2011). Energy absorbed by electronic body protectors from kicks in a taekwondo competition. *Biology of Sport*, 28(1):75,78.
- Estevan, I., Alvarez, O., Falco, C., Molina-García, J., & Castillo, I. (2011). Impact force and time analysis influenced by execution distance in a roundhouse kick to the head in Taekwondo. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(10), 2851-2856.
- Estevan, I., Jandacka, D., & Falco, C. (2013). Effect of stance position on kick performance in taekwondo. *Journal of sports sciences*, 31(16), 1815-1822.
- Falco, C., Landeo, R., Menescardi, C., Bermejo, J. L., & Estevan, I. (2012). Match analysis in a university taekwondo championship. *Advances in Physical Education*, 2(01), 28.
- Fong, S. S., & Ng, G. Y. (2011). Does Taekwondo training improve physical fitness?. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 100-106.
- Fong, S. S., & Tsang, W. W. (2012). Relationship between the duration of taekwondo training and lower limb muscle strength in adolescents. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 30(1), 25-28.
- Gaines, J. M., & Talbot, L. A. (1999). Isokinetic strength testing in research and practice. *Biological research for nursing*, 1(1), 57-64.

Kellis, E., & Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of sports science & medicine*, 6(2), 154.

Kim, Y. K., Kim, Y. H., & Im, S. J. (2011). Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. *Journal of sports science & medicine*, 10(1), 31.

Kim, J. W., Kwon, M. S., Yenuga, S. S., & Kwon, Y. H. (2010). The effects of target distance on pivot hip, trunk, pelvis, and kicking leg kinematics in Taekwondo roundhouse kicks. *Sports Biomechanics*, 9(2), 98-114.

Kinoshita, M., & Fujii, N. (2014, October). Biomechanical analysis of taekwondo roundhouse kick focused on phase before toe off. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.

Koh, J. O., & Watkinson, E. J. (2002). Video analysis of blows to the head and face at the 1999 World Taekwondo Championships. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(3), 348.

Matsushigue, K. A., Hartmann, K., & Franchini, E. (2009). Taekwondo: Physiological responses and match analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1112-1117.

Menescardi, C., Lopez-Lopez, J. A., Falco, C., Hernandez-Mendo, A., & Estevan, I. (2015). Tactical Aspects of a National University Taekwondo Championship in Relation to Round and Match Outcome. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(2), 466-471.

Moreira, P.V.S.M., Goethel, M.F., Cardozo, A.C., Gonçalves, M. Neuromuscular performance of dollyo chagui: comparison of sub-elite and elite taekwondo athletes. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*, Poitiers: ISBS, 2015.

Mullieneaux, D.R., Bartlett, R.M., & Bennett, S. (2001). Research design and statistics in biomechanics and motor control. *Journal of Sports Sciences*, 19: 739–760.

O'Donovan O, Cheung J, Catley M. An investigation of leg and trunk strength and reaction times of hard-style martial arts practitioners. *J Sci Med Sport* 2006;5e12.

O'Sullivan, D., Chung, C., Lee, K., Kim, E., Kang, S., Kim, T., & Shin, I. (2009). Measurement and comparison of Taekwondo and Yongmudo turning kick impact force for two target heights. *Journal of sports science & medicine*, 8(CSSI3), 13.

Pieter W, Taaffe D, Troxel R, Heijmans J. Isokinetic peak torque of the quadriceps and hamstrings of college age taekwondo athletes. *J Hum Mov Stud* 1989;16:17e25.

Pozo, J., Bastien, G., & Dierick, F. (2011). Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: comparison of national and international standard karate athletes. *Journal of sports sciences*, 29(14), 1553-1561.

- Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A., & Sbriccoli, P. (2015). Agonist and antagonist muscle activation in elite athletes: influence of age. *European journal of applied physiology*, 115(1), 47-56.
- Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A., & Sbriccoli, P. (2013). Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of different skill levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 140-150.
- Quinzi, F., Sbriccoli, P., Alderson, J., Di Mario, A., & Camomilla, V. (2014). Intra-limb coordination in karate kicking: Effect of impacting or not impacting a target. *Human movement science*, 33, 108-119.
- Santos, V. G., Franchini, E., & Lima-Silva, A. E. (2011). Relationship between attack and skipping in taekwondo contests. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1743-1751.
- Sbriccoli, P., Camomilla, V., Di Mario, A., Quinzi, F., Figura, F., & Felici, F. (2010). Neuromuscular control adaptations in elite athletes: the case of top level karateka. *European journal of applied physiology*, 108(6), 1269-1280.
- Sørensen, H., Zacho, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., & Klausen, K. (1996). Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of sports sciences*, 14(6), 483-495.
- Tasika, N. (2013). Reliability & linearity of an electronic body protector employed in taekwondo games: a preliminary study.
- Thibordee, S., & Prasartwuth, O. (2014). Effectiveness of roundhouse kick in elite Taekwondo athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 353-358.
- Tornello, F., Capranica, L., Chiodo, S., Minganti, C., & Tessitore, A. (2013). Time-motion analysis of youth Olympic Taekwondo combats. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(1), 223-228.
- Tornello, F., Capranica, L., Minganti, C., Chiodo, S., Condello, G., & Tessitore, A. (2014). Technical-tactical analysis of youth Olympic Taekwondo combat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(4), 1151-1157.
- Weiss, L.D., Silver, J.K. & Weiss, J. (2004). Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography. Edinburgh: Butterworth-Heinemann.

6 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos na presente tese nos permitem conhecer, de uma maneira mais aprofundada, as estratégias neuromusculares pelas quais os movimentos do chute semicircular ocorre no Taekwondo. Estes achados têm contribuído, à luz da especificidade biomecânica, para uma maior compreensão sobre a maneira como alguns atletas têm alcançado índices de desempenho superiores a outros atletas muito bem treinados e com tempo de treinamento semelhante. Além disto, pudemos observar que os grupos de atletas de diferentes níveis têm se diferenciado em um número maior de parâmetros específicos das técnicas desportivas que em parâmetros gerais relacionados à produção de força. Contudo, estes últimos têm sido associados, em nível inter-individual, ao desempenho cinemático de velocidade das técnicas.

O conhecimento sobre os parâmetros que se destacaram nas comparações estatísticas realizadas pode auxiliar os treinadores a orientarem seus atletas de nível sub-elite a focarem em determinadas estratégias neuromusculares para melhorarem seus desempenhos específicos. Estes resultados são um primeiro passo, em nível exploratório, que contém informações bastante úteis para a escolha das variáveis a serem mensuradas em uma pesquisa aplicada, sobre o efeito de diferentes tipos de treinamento sobre tais parâmetros.

7 – REFERÊNCIAS INTRODUTÓRIAS

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v.93, p.1318– 1326. 2002.

AAGAARD, P. Training-induced changes in neural function. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.31, p.61–67. 2003.

ADAMS, J.A. A closed-loop theory of motor learning. **Journal of Motor Behavior**. v. 3, n.2, 111-150, 1971.

ANN, G.M; FERGUSON, M.J. Motor control strategies and the effects of fatigue on golf putting performance. **Frontiers in Psychology**, v.4, n.1005, p.1-10. 2014.

APRIANTONO, T.; HIROYUKI, N.; IKEGAMI, Y.; SANO, S. The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **Journal of Sports Sciences**, v.24, n. 9, p.951 – 960. 2006.

BAE, Y.S. Biomechanical studies on characteristic and estimation of kicking velocity in Taekwondo. **Korean Journal of Physical Education**, v.31, p.219-227. 1992.

BALDON, R.M.; NAKAGAWA, T.H.; MUNIZ, T.B.; AMORIM, C.F.; MACIEL, C.D.; SERRÃO, F.V. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. **Journal of Athletic Training**, v.44, n.5, p.490–496, 2009.

BALL, N.; NOLAN, E.; WHEELER, K. Anthropometrical, physiological, and tracked power profiles of elite taekwondo athletes 9 weeks before the Olympic competition phase. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.10, p.2752-63. 2011.

BALL, N.; SCURR, J. Electromyography normalization methods for high-velocity muscle actions: review and recommendations. **Journal of applied biomechanics**, v. 29, n. 5, p. 600–8. 2013.

BARTLETT, R.; WHEAT, J.; ROBINS, M. Is movement variability important for sports biomechanists? **Sports Biomechanics**, v.6, p. 224-243. 2007.

BEHM, D.G. Neuromuscular implications and applications of resistance training. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.9, n. 4, p.264-274. 1995.

BERNSTEIN, N. The co-ordination and regulation of movements. Oxford: **Pergamon Press**, 1967.

BOBER, T.; PUTNAM, G.; WOODWORTH, G. Factors influencing the angular velocity of a human limb segment. **Journal of Biomechanics**, v.20, p.511-521. 1987.

BOJSEN-MOLLER, J.; MAGNUSSON, S.P.; RASMUSSEN, L.A.; KJAER, M.; AAGAARD, P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. **Journal of Applied Physiology**, v.99, p.986-994. 2005.

BOLLENS, E.; DE PROFT, E.; CLARYS, J. The accuracy and muscle monitoring in soccer kicking. *Biomechanics X-A*. Ed: Jonsson, B. **Champaign, Illinois: Human Kinetics**, p.283-288. 1987.

BORYSIUK, Z.; WASKIEWICZ, Z. Information Processes, Stimulation and Perceptual Training in Fencing. **Journal of Human Kinetics**, v. 19, n. -1, p. 63–82, 1 jan. 2008.

BOURBONNAIS, D., VANDEN, N.S, PELLETIER, R. Incoordination in patients with hemiparesis. *Canadian Journal of Public Health*, v. 83, n.2, p. 58-63, 1992.

BRUSHNELL, T.; HUNTER, I. Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds. **Sports Biomechanics**, v.6, n. 3, p.261-268. 2007.

CAMPOS, F.A.D.; BERTUZZI, R.; DOURADO, A.C.; SANTOS, V.G.F.; FRANCHINI, E. Energy demands in taekwondo athletes during combat simulation. *Eur J Appl Physiol*, 112(4): 1221-8, 2012.

CARLOCK, J.M.; SMITH, S.L.; HARTMAN, M.J.; MORRIS, R.T.; CIROSLAN, D.A.; PIERCE, K.C.; NEWTON, R.U.; HARMAN, E.A.; SANDS, W.A.; STONE, M.H. The relationship between vertical jump power estimates and weightlifting ability: a field test approach. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, p.534-539. 2004.

CARVALHO, C.; CARVALHO, A. Não se deve identificar força explosiva com potência muscular, ainda que existam algumas relações entre ambas. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.6, n.2, p.241-248. 2006.

CBTKD: Site da Confederação Brasileira de Taekwondo - <http://www.cbtkd.com.br/>

CHANG, Y.W.; SU, F.C.; WU, H.W.; AN, K.N. Optimum length of muscle contraction. **Clinical Biomechanics**, v.14, p.537-542. 1999.

CHUNG, P.; NG, G. Taekwondo training improves the neuromotor excitability and reaction of large and small muscles. **Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine**, v. 13, n. 3, p. 163–9, ago. 2012.

CRONIN, J.B.; HANSEN, K.T. Strength and power predictors of sports speed. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.19, n.2, p.349-357. 2005.

De PAULA, F.V.R; FARIA, C.D.C.M; Vieira, D.S.R. Teoria de programação motora: uma perspectiva de sua evolução teórica, **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 2, p. 63-71.2007.

DARAINY, M.; OSTRY, D.J. Muscle Cocontraction following dynamics learning. **Experimental Brain Research**, v.190, p.153-163. 2008.

DAVIDS, K.; GLAZIER, P.; ARAUJO, D.; BARTLETT, R. Movement systems as dynamical systems, the functional role of variability and its implications for sports medicine. **Sports Medicine**, v.33, p.245–260. 2003.

DE LUCA, C.J.; MAMBRITO, B. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. **Journal of Neurophysiology**, v.58, p.525–542. 1987.

DE PROFT, E.; CLARYS, J.; BOLLENS, E.; CABRI, J.; DUFOUR, W. Muscle activity in the soccer kick. In: REILLY, T.; LEES, A.; DAVIS, K.; MURPHY, W.J. (eds). **Science and football. London: E & FN Spon**, p.434-440. (1988b).

DINN, N.A.; BEHM, D.G. Comparison of ballistic-movement and ballistic intent training on muscle strength and activation. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v.2, p.386-399. 2007.

DUARTE, O. História dos esportes. 4ª ed. São Paulo: Editora Senac, São Paulo, 2004.

DUCHATEAU, J.; SEMMLER, J.G.; ENOKA ROGER, M. Training adaptations in the behavior of human motor units. **Journal of Applied Physiology**, v.101, p.1766-1775. 2006.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; DERENNE, C.; TAYLOR, M.K.; MOORMAN, C.T. 3RD; IMAMURA, R.; BARAKATT, E.; ANDREWS, J.R. A comparison of age level on baseball hitting kinematics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.25, n.3, p.210-218. 2009.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J.R. Kinematic comparisons of 1996 baseball pitchers. **Journal of Sports Sciences**, v.19, n. 9, p.665-676. 2001.

ESTEVEAN, I.; ALVAREZ, O.; FALCO, C.; MOLINA-GARCÍA, J.; CASTILLO, I. Impact force and time analysis influenced by execution distance in a roundhouse kick to the head in Taekwondo. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.10, p.2851–2856. 2011.

FALCÓ, C.; ALVAREZ, O.; CASTILLO, I.; ESTEVAN, I.; MARTOS, J.; MUGARRA, F.; IRADI, A. Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. **Journal of Biomechanics**, v.42, p.242–248; 2009.

FARGAS, I. Taekwondo. 1^a edition, **Barcelona, Comité Olímpico Español**. 1993.

DUNN-LEWIS, C.; SOLOMON-HILL, G.; PENWELL, Z.R.; VOLEK, J.S.; HÄKKINEN, K.; MARESH, C.M. Lower-body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.24, n. 3, p.722-729. 2010.

FRANKLIN, D.W.; OSU, R.; BURDET, E.; KAWATO, M.; MILNER, T.E. Adaptation to stable and unstable dynamics achieved by combined impedance control and inverse dynamics model. **Journal of Neurophysiology**, v.90, p.3270–3282, 2003.

FAULKNER, J.A.; CLAFLIN, D.R.; MCCULLY, K.K. Power output of fast and slow fibers from human skeletal muscles. In: Jones, N.L.; McCartney, N.; McComas, A.J. (eds.) **Human Muscle Power: Human Kinetics, Illinois**, p.81–94. 1986.

GENTNER, D.R. Timing of skilled motor performance: tests of the proportional duration model. **Psychological Review**. v.94, n.2, p.255-76. 1987.

GERODIMUS, B.O.; ZAFEIRIDIS, A.; PERKOS, S.; DIPLA, K.; MANOU, V.; KELLIS, S. The contribution of stretch-shortening cycle and arm-swing to vertical jumping performance in

children, adolescents and adult basketball players. **Pediatric Exercise Science**, v.20, n. 4, p.379-89. 2008.

GIBBS, C.B. Probability learning in step-input tracking. **British Journal of Psychology**. v.56, n.2-3. 233-242. 1965.

GIBSON, J.J. The ecological approach to visual perception. Boston, MA: Houghton-Mifflin. 1979.

GLAZIER, P.S; DAVIDS, K. Constraints on the complete optimization of human motion. **Sports Medicine**, v.39, n.15–28. 2009.

GLENCROSS, D. J.; WHITING, H. T. A.; ABERNETHY, B. Motor control, motor learning and the acquisition of skill: historical trends and future directions. **International Journal of Sport Psychology**, v. 25, p. 32-52, 1994.

GODINHO, M. Controlo Motor e Aprendizagem: Fundamentos e Aplicações. 3ª Edição, **Edições FMH**. p. 23-105, 2007.

GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D. Muscle activation patterns of human leg extensors and force-time-characteristics in jumping exercises under increased stretch loads. DeGROOT, G.; HOLLANDER, A.; HUIJING, P.; VAN-INGEN-SCHENAU, G. (eds). **Biomechanics XI-A. Amsterdam: Free University Press**, p.143-147. 1988.

GOTTLIEB, G.L.; AGARWAL, G.C. The role of the myotatic reflex in the voluntary control of movements . **Brain Research**, v.40, p.139-143. 1972.

GRIBBLE PL, MULLIN LI, COTHROS N, MATTAR A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. **Journal of Neurophysiology**, v.89, p.2396–2405, 2003.

GRIBBLE, P.L.; OSTRY, D.J. Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. **Experimental Brain Research**, v.123, p.355–360, 1998.

HAKKINEN, K.; ALLEN, M.; KOMI, P.V. Changes in isometric force and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.125, p.573–585. 1985a.

HAKKINEN, K.; KOMI, P.V.; ALEN, M.; Effect of explosive type strength training on isometric force and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.125, p.587–600. 1985b.

HANSEN, K.T.; CRONIN, J.B.; PICKERING, S.L.; DOUGLAS, L. Do force-time and power-time measures in a loaded squat differentiate between speed performance and playing level in elite and elite junior rugby union players? **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n. 9, p.2382-2391. 2011.

HARRIDGE, S.D.R. The muscle contractile system and its adaptation to training. **Medicine and Sport Science**, v.41, p.82-94. 1996.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; DEBRUIN, E. D. Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. *Gerontology*, Basel, v. 55, n.3, p. 259-268, 2009.

HATZE, H. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. **Journal of Applied Biomechanics**. v.14, p.127-140, 1998.

HERMANN G, SCHOLZ M, VIETEN M, KOHLOEFFEL M (2008). Reaction and performance time of Taekwondo top athletes demonstrating the Baldung-Chagui. ISBS Conference 2008, July 14-18, Seoul, Korea.

HENRY, F.M; ROGERS, D.E. Increased response latency for complicated movements and “memory drum” theory of neuronmotor reaction. **Research Quarterly**. v.31, n.3, p.448-458, 1960.

HEUER, H. Testing the Invariance of Relative Timing: Comment on Gentner (1987) **Psychological Review**. v. 95, n. 4, p.552-557, 1988.

HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constraints of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London**, v.126, p.136-195.

IVY, J.L.; WITHERS, R.T.; BROSE, G.; MAXWELL, B.D.; COSTILL, D.L.; Isokinetic contractile properties of the quadriceps with relation to fiber type. **European Journal of Applied Physiology**, v.47, p.247-255. 1981.

JAKUBIAK, N.; SAUNDERS, D.H. The Feasibility and efficacy of elastic resistance training for improving the velocity of the Olympic Taekwondo Turning Kick. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.4, p.1194-97. 2008.

JANG, D.; PARK, S.; LEE, S. Effect of Action Observation on the Learning of Taekwondo Side Kick. **International Journal of Science and Advanced Technology**. v. 2, n. 4, p. 88–93, 2012

JIDOVTSSEFF, B.; QUIEVRE, J.; HARRIS, N.K.; CRONIN, J.B. Influence of jump strategy on kinetic and kinematic variables. **J Sports Med Phys Fitness**. v.54, p.129-38, 2014.

JDUFRESNE, J.R.; SOECHTING, J.F.; TERZUOLO, C.A. modulation of the myotatic reflex gain in man during intentional movements. **Brain Research**, v.193, p.67-84. 1980.

JOHNSON, E.G.; LARSEN, A.; OZAWA, H.; WILSON, C.A.; KENNEDY, K..L. The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.11, p. 238–242, 2007.

KANEKO, M.; FUCHIMOTO, T.; TOJI, H.; SUEI, K. Training effect of different loads on the force– velocity relationship and mechanical power output in human muscle. **Scandinavian Journal of Sports Sciences**, v.5, p.50–55. 1983.

KAZEMI, M.; PERRI, G.; SOAVE, D. A profile of 2008 olympic Taekwondo competitors. **J Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v.54, n.4, p.243-249. 2010.

KAZEMI, M.; WAALEN, J.; MORGAN, C.; MORGAN, R.; WHITE, A. A profile of Olympic Taekwondo competitors. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.4, p.114-121. 2006.

KEELE, S.W. Movement control in skilled motor performance. **Psychological Bulletin**. v.70, p.387-403, 1968.

KEELE, S.W.; POSNER, M.I. Processing of feedback in rapid movements. **Journal of Experimental Psychology**. v.77, p.353-363, 1968.

KELLIS, E.; KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.6, p.154-165. 2007a.

KELLIS, E.; KATIS, A. The relationship between isokinetic knee extension and flexion strength with soccer kick kinematics: an electromyographic evaluation. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.47, n.4, p.385-94. 2007b.

KELLIS, E.; ZAFEIRIDIS, A.; AMIRIDIS, I.G. Muscle Coactivation Before and After the Impact Phase of Running Following Isokinetic Fatigue. **Journal of Athletic Training**.v.46, n.1, p.11-19. 2011.

KHAMOUI, A.V.; BROWN, L.E.; NGUYEN, D.; URIBE, B.P.; COBUN, J.W.; NOFFAL, G.J.; TRAN, T. Relationship between force-time and force velocity-time characteristics of dynamics and isometric muscle action. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.1, p.198-204. 2011.

KIM, J. et al. Cultural Understanding and Personal Growth Through Taekwondo as Cross-Cultural Activity. **Journal of Humanistic Psychology**, v. 54, n. 3, p. 356–376, 20 out. 2013.

KIM, J. W.; KWON, M.S.; YENUGA, S.S.; KWON, Y.H. The effects of target distance on pivot hip, trunk, pelvis, and kicking leg kinematics in Taekwondo roundhouse kicks. **Sports Biomechanics**, v.9, p.98-114. 2010.

KIM, Y.K.; KIM, Y.H.; IM, S.J. Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.10, p.31-38. 2011.

KOMI, P.V.; BOSCO, C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. **Medicine & Science in Sports & Science**, v.10, p.261-5. 1978.

KONRAD, P. The ABC of EMG: A practical introduction to Kinesiological Electromyography, 2005. Disponível em : <http://www.noraxon.com/emg/emg.php3>

KUKKIWON. The Manual of Taekwondo. Seoul, Korea: **Korea Taekwondo Association**. 1995.

LANDEO, R.; MCLINTOSH, A.S. Kinetic and kinematic differences between target and free kicking in taekwondo. **ISBS Conference, 2008, July 14-18, Seoul Korea**. 2008.

LEE, J.B. A study of kicking techniques of advanced Korea Taekwondo players. Coach Field Reports. **Korea Sports Research Institutes**, Seoul, Korea. 1998.

LEES, A. Science and the major racket sports: a review. **Journal of Sports Sciences**. v.21, p.707–732. 2003.

LÉVÉNEZ, M.; KOTZAMANIDIS, C.; CARPENTIER, A.; DUCHATEAU, J. Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. **Journal of Applied Physiology**, v.99, p.1182–1188. 2005.

LOPES, HC. Taekwondo – A arte coreana: do domínio à glória. Editora Canal6, Bauru, SP. 2009.

LYLE, M.A.; SIGWARD, S.M.; TSAI, L.C.; POLLARD, C.D.; POWERS, C.M. Influence of maturarion on instep kick biomechanics in female soccer athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.43,n.10, p.1948-54. 2011.

MACHADO, S.M.; OSÓRIO, R.A.L.; SILVA, N.S.; MAGINI, N. Biomechanical analysis of the muscular power of martial arts athletes. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.48, p.573-577. 2010.

MALISSOUX, L.; FRANCAUX, M.; NIELENS, H.; THEISEN, D. Stretch shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. **Journal of Applied Physiology**, v.100, p.771-779. 2006.

MAGILL, R.A. Aprendizagem Motora: Conceitos e Aplicações. 5ª Edição, **Editora Edgard Blucher LTDA**, São Paulo. 2007.

MANOEL, E.J.; BASSO, L.; CORRÊA, U.C.; TANI, G. Modularity and hierarchical organization of action programs in human acquisition of graphic skills. **Neuroscience Letters**, v.335, p.83-6. 2002.

MANOLOPOLUS, E.; PAPADOPOULOS, C.; KELLIS, E. Effects of combined strength and kick coordination training on soccer kick biomechanics in amateur players. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.16, p.102-10. 2006.

MARKÓVIC, G.; DIZDAR, D.; JUKIC, I.; CARDINALE, M. Reliability and factorial validity of Squat and Countermovement Test. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, n.3, p.551-555. 2004.

MARKÓVIC, G.; MISIGÓJ-MIRAKOVIC, M.; TRNINIC, S. Fitness profile of elite Croatian taekwondo athletes. **Collegium Antropologicum**, v.29, n.1, p.93-94. 2005.

MCEVOY, K.P.; NEWTON, R.U. Baseball throwing speed and base running speed: The effects of ballistic resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.12, n.4, p.216-221. 1998.

MEDINA, J.; JAX, S.A.; BROWN, M.J.; COSLETT, H.B. Contributions of efference copy to limb localization: Evidence from deafferentation. **Brain Research**. v.1355, p.104-111. 2010.

MILNER, T.E.; CLOUTIER, C. Compensation for mechanically unstable loading in voluntary wrist movement. **Experimental Brain Research**, v.94, p.522–532, 1993.

MISSENARD, O.; FERNANDEZ, L. Moving faster while preserving accuracy. **Neuroscience**, v.197, p.233-241.

MOREIRA, PVS. The Influence of the Coordination and of the Explosive Strength Parameters in the Taekwondo Kick Speed. Dissertação (Mestrado em Ciências do Desporto) – Faculdade de Motricidade Humana/Universidade Técnica de Lisboa, 2010.

MORI, Shuji; OHTANI, Yoshio; IMANAKA, Kuniyasu. Reaction times and anticipatory skills of karate athletes. *Hum Mov Sci.*v.21, n.2, p.213-30, 2002.

NEWELL, K.M. Constraints on the development of coordination. In: Wade MG, Whiting HTA, editors. *Motor development in children: aspects of coordination and control*. Dordrecht: **Editora Martinus Nijhoff**. p.341-60, 1986.

NEWELL, K.M.; VAN EMMERIK, R.E.A.; McDONALD, P.V. Biomechanical constraints and action theory: reaction to G.J. van Ingen Schenau. **Human Movement Science**. v.8, p.403-9. 1989.

NEGRÃO, C. Taekwondo Fundamental. 1ª ed. Editora Prata, São Paulo. 2013.

NETO, C.L.G.; MOCROSKI, C.L.; ANDRADE, P.J.A.; MAIOR, A.S.; SIMÃO, R. The performance of the stretch shortening cycle during pliometric muscular action. **Journal of Exercise and Sport Science**, v.1, n. 1, p.13-24. 2005.

NEWTON, R.U.; KRAEMER, W.J. Developing explosive muscular power: Implications for a mixed method training strategy. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.16, n.5, p.20-29. 1994.

KRAEMER, W.J.; HÄKKINEN, K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.31, n.2, p.323-30. 1999.

NUZZO, J.L.; MCBRIDE, J.M.; CORMIE, P.; MCCAULLEY, G.O. Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.22, n.3, p.699-707. 2008.

OSU, R.; FRANKLIN, D.W.; KATO, H.; GOMI, H.; DOMEN, K.; YOSHIOKA, T.; KAWATO, M. Short-and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. **Journal of Neurophysiology**, v.88, p.991–1004, 2002.

OSU, R.; KAMIMURA, N.; IWASAKI, H.; NAKANO, E.; HARRIS, C.M.; WADA, Y.; KAWATO, M. Optimal impedance control for task achievement in the presence of signal-dependent noise. **J Neurophysiol**, v.92, n.2, p.1199–1215, 2004.

PAVOL, M. J.; OWINGS, T.M.; FOLEY, K.T.; GRABINER, M.D. Influence of Lower Extremity Strength of Healthy Older Adults on the Outcome of an Induced Trip. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.50, n.2, p. 256-262, 2002.

PINHO, L.; DIAS, R.C.; SOUZA, T.R.; FREIRE, M.T.F.; TAVARES, C.F.; DIAS, J. M. D. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.9, n.1, p.93-99, 2005.

POZO, J.; GUILLAUME, B.; DIERICK, F. Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: Comparison of national and international standard karate athletes. **Journal of Sports Sciences**, v.29, n.14, p.1553-1561. 2011.

QUINZI, F.; Camomilla, V.; Felici, F.; Di Mario, A.; Sbriccoli, P.. Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of different skill levels. **J Electromyogr Kinesiol**, v.23, n.1, p.140-50, 2013.

ROBBINS, D.W.; YOUNG, W.B.; PAYNE, W.R. The effect of a complex agonist and antagonist resistance training protocol on volume load, power output, electromyographic responses, and efficiency., v.24, n.7, p.1782-1789. 2010.

ROSCHER, H.; BATISTA, M.; MONTEIRO, R.; BERTUZZI, R.C.; RENATO BARROSO LOTURCO, I.; UGRINOWITSH, C.; TRICOLI, V.; FRANCHINI, E. Association between neuromuscular tests and kumite performance on the Brazilian Karate National Team. **Journal of Sports Sciences and Medicine**, v.8, n.3, p.20-24. 2009.

ROSS, A.; LEVERITT, M.; RIEK, S. Neural influences on sprint running: Training adaptations and acute responses. **Sports Medicine**, v.31, p.409–425. 2001.

SADEGHI , H; ALLARD, P; PRINCE, F; LABELLE, H. Symmetric and limb in able bodied gait: a review. *Gait Posture*. Oxford, v. 12, n.1, p. 34-45. 2000 .

SAYERS, S.P.. HARACKIEWICZ, D.V.. HARMAN, E.A.. FRYKMAN, P.N.; ROSENSTEIN, M.T. Cross-validation of three jump power equations. **Med Sci Sports Exerc**, v.31, p.572–577, 1999.

SUMMERS, J. J. Movement behavior: a field in crisis? In: SUMMERS, J. J. (Ed.). *Approaches to the study of motor control and learning*. Amsterdam: Elsevier Science. p. 551-562, 1992

SARLEGNA, F.R.; GAUTHIER, G.M.; BOURDIN, C.; VERCHER, J.L.; BLOUIN, J. Internally driven control of reaching movements: a study on a proprioceptively deafferent subject. **Brain Reser Bull**. v.69, n.4, p.404-15, 2006.

SBRICCOLI, P.; CAMOMILLA, V.; DI MARIO, A.; QUINZI, F.; FIGURA, F.; FELICI, F. Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka. **European Journal of Applied Physiology**, v.108, p.1269–1280. 2010.

SCHMIDT, R.A.; A esqueme theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*. 1975, v.82, p.225-260.

SCHMIDTBLEICHER, D. Training for power events. **KOMI, P.V. (ed). Strength and Power in Sport**. Oxford, UK: Blackwell, p.381-395. 1992.

SCHMIDTBLEICHER, D.; BUEHRLE, M. Neuronal adaption and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. JOHNSON B. **Biomechanics X-B, Champaign, IL: Human Kinetics**, p.615–620. 1987

SEIFERT, L.; CHOLLET, D.; ROUARD, A. Swimming constraints and arm coordination. **Human Movement Science**, v.26, p.68–86. 2007.

SEIFERT, L.; LEBLANC, H.; HERAULT, R.; KOMAR, J.; BUTTON, C.; CHOLLET, D. Inter-individual variability in the upper limb breaststroke coordination. **Human Movement Science**, v.30, p.550- 565. 2011.

SFORZA, C.; TURCI, M.; GRASSI, G.P.; SHIRAI, Y.F.; PIZZINI, G.; FERRARIO, V.F. Repeatability of mae-geri-kaege in traditional karate: A three-dimensional analysis with black-belt karateka. **Perceptual and Motor Skills**, v.95, p.433–444. 2002.

SHAPIRO, D.C.; ZERNICKE, R.F.; GREGOR, R.J.; DIESTEL, M.J.D. Evidence for generalized motor program using gait-pattern analysis. **Journal of Motor Behavior**. v.13,p.33-47. 1981.

SHEPPARD, J.M.; DOYLE, T.L.A. Increasing compliance to instructions in the squat jump. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.2, p.648-651. 2008.

SHEMMELL, J.; TRESILIAN, J.R.; RIEK, S. et al. Musculoskeletal constraints on the acquisition of motor skills. In: Williams AM, Hodges NJ, editors. Skill acquisition in sport: research, theory and practice. London: **Editora Routledge**, p.390-408, 2004.

SLEIVERT, G.; TAINGAHUE, M. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v.91, p.46-52. 2004.

SØRENSEN, H.; MORTEN, Z.; SIMONSEN, E.B.; DYHRE-POULSEN, P.; KLAUSEN, KLAUS. Dynamics of the martial arts high front kick. **Journal of Sports Sciences**, v.14, n.6, p.483-495. 1996.

STREET, G.; MCMILLAN, S.; BOARD, W.; RASMUSSEN, M.; HENEGHAN, J.M. Sources of Error in Determining Countermovement Jump Height With the Impulse Method. **Journal Of Applied Biomechanics**, v.17, p.43-54, 2001.

SUKOP, J.; NELSON, R.C. Effects of isometrical training on the force-time characteristics of muscle contractions. **Biomechanics IV. Champaign, IL: Human Kinetics**, p.440–447. 1974.

SUZUKI, M.; SHILLER, D.M.; GRIBLE, P.L.; OSTRY, D.J. Relationship between cocontraction, movement kinematics and phasic muscle activity in single-joint arm movement. **Experimental Brain Research**, v. 140, p.171-181, 2001.

TANI, G. Programação motora: organização hierárquica, ordem e desordem. In: Tani G, editor. Comportamento motor: aprendizagem e desenvolvimento. Rio de Janeiro: **Editora Guanabara Koogan**, p. 82-105. 2005.

TANI, G. Variabilidade e programação motora. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J.; editors. A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: **Editora Estação Liberdade** p. 245-360. 2000.

TAUB, E.; GOLDBERG, I.A.; TAUB, P. Deafferentiation in monkeys: pointing a target without visual feedback. *Exp Neurol*. 1975, v.46, n.1, p.178-86, 1975.

TEYL, W.J.; KWONG, V.K.W.; RASSIAH, D.; OOIL, C.H. Physiological characteristics of Malaysian national elite and sub-elite taekwondo athletes. **Brazilian Journal of Sports Medicine**, v.44, p.1-7. 2010.

THOROUGHMAN, K.A.; SHADMEHR, R. Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements. **Journal of Neuroscience**, v.19, p.8573– 8588, 1999.

THORSTENSSON, A.; KARLSSON, J.; VIITASALO, H.T.; LUHTANEN, P.; KOMI, P.V. Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.98, p.232–236. 1976.

TURCO, B. Fique por dentro – esportes olímpico. Editora Casa da Palavra: COB, Rio de Janeiro. 2006.

VENCES BRITO, A.M.; BRANCO, M.A.C.; FERNANDES, R.M.C.; FERREIRA, M.A.R.; FERNANDES, O.J.S.M.; FIGUEIREDO, A.A.A.; BRANCO, G. Characterization of kinesiological patterns of the frontal kick, mae-geri, in karate experts and non-karate practitioners. **Revista de Artes Marciais Asiáticas**, v.9, n.1. 2014.

WAINWRIGHT, P.C.; MEHTA, R.S.; HIGHAM, T.E. Stereotypy, flexibility and coordination: key concepts in behavioral functional morphology. **The Journal of Experimental Biology**, v.211, p.3523-3528. 2008.

WEST, D.J.; OWEN, N.J.; JONES, M.R.; BRACKEN, R.M.; COOK, C.J.; CUNNINGHAM, D.J.; SHEARER, D.A.; FINN, C.V.; NEWTON, R.U.; CREWETHER, B.T.; KILDUFF, L.P. Relationships between force-time characteristics of the isometric midthigh pull and dynamic performance in professional rugby league players. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.11, p.3070-3075. 2011.

WTF: Federação Mundial de Taekwondo - <http://www.wtf.org/>

YOUNG, W. Laboratory strength assessment of athletes. **New Studies Athletics**, v.10, p.89-96. 1995.

YOUNG, W.B. Transfer of strength and power training to sports performance. **International Journal of Physiology and Performance**, v.1, p.74-83. 2006.

ZEBIS, M.K.; ANDERSEN, L.L.; ELLINGSGAARD, H.; AAGAARD, P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.7, p.1989-1993. 2011.

ZOGHI, M.; PEARCE, S.L.; NORDSTROM, M.A. Differential modulation of intracortical inhibition in human motor cortex during selective activation of an intrinsic hand muscle. **Journal of Physiology**, v.550, p.933-946. 2003.

8 - ANEXOS

ANEXO 1 – Protocolo do Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos

unesp



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Rio Claro



DECISÃO CEP Nº 058/2013

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 8093 Data de Registro CEP: 14.11.12	
Projeto de Pesquisa: "Parâmetros neuromusculares e cinemáticos da performance do chute de Taekwondo"	

Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: -.-
	Colaboradores: -.-
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável: -.-
	Orientando(a): -.-
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: Pedro Vieira Sarmet Moreira
	Orientador: Mauro Gonçalves

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 59ª reunião ordinária, realizada em 12/08/2013.	
☐	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
☐	Desde que atendidas as pendências apontadas na reunião (vide anexo), aprova o Projeto de Pesquisa acima citado.
☒	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado.
☐	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 60 dias):
☐	Não Aprovou.
☐	Retirou, devido à permanência das pendências.
☐	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o encaminha, com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa-CONEP/MS, por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

→ "Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados"
Data de Entrega: Julho de 2016

Rio Claro, 14 de agosto de 2013.
 Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari Coordenadora do CEP

ANEXO 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar do estudo **“PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E CINEMÁTICOS DA PERFORMANCE DE CHUTE DE TAEKWONDO”**, que será realizado pelo aluno Pedro Vieira Sarmet Moreira, RG: 12.111.138, sob a orientação do professor Mauro Gonçalves, na UNESP de Rio Claro-SP. O aluno é graduado em Educação Física, mestre em Ciências do Desporto, atualmente está matriculado no Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, e realizará esta pesquisa para a obtenção do título de Doutor.

Com o objetivo de determinar quais parâmetros biomecânicos influenciam a velocidade do Chute Semi Circular (*Bandal Chagui e Dolho Chagui*) em Taekwondistas de Elite e Sub-elite, e determinar qual destes fatores são sensíveis na diferenciação do ranking competitivo dos atletas, você será submetido a uma série de testes, que serão realizados em um único dia, na ordem abaixo: Realização das medidas antropométricas básicas (massa e estatura), seguido de colocação de eletrodos de superfície sobre a pele do membro inferior dominante em 8 músculos. Então, será iniciado o aquecimento na esteira, por 5 minutos a 10 Km por Hora. A próxima etapa do aquecimento será a realização de 2 minutos de deslocamentos específicos de Taekwondo (conhecidos como *steps*) de forma livre para complementar o aquecimento. Na sequência, você deverá realizar 10 saltos verticais, de forma submáxima, como meio de familiarização. Após esta familiarização, haverá o repouso passivo de 5 minutos, seguido de 10 saltos verticais (5 saltos agachados e 5 saltos com contra-movimento aleatorizados) a serem executados à máxima intensidade, como forma de avaliação. O próximo passo será a colocação de Marcadores Cinemáticos nas principais articulações do corpo e em alguns pontos específicos, e então um aquecimento específico/familiarização com o protocolo de chutes, composto de 18 chutes submáximos e 4 à máxima intensidade será realizado. Então, será realizado o protocolo de 18 chutes à máxima intensidade, como forma de avaliação. Logo após esta avaliação, você será submetido a 10 minutos de repouso passivo seguidos de avaliação isocinética de Flexão/Extensão de Joelho, Flexão/Extensão de Quadril, Adução/Abdução de Quadril e Flexão Plantar, do membro dominante, em 2 diferentes velocidades angulares.

Informamos que nenhuma das etapas da avaliação oferece risco grave à sua saúde, tampouco o expõe a situações constrangedoras. Os possíveis riscos pertinentes ao protocolo proposto são aqueles inerentes a qualquer execução de chutes à máxima intensidade (movimentos estes que fazem parte da rotina de treinos de atletas de Taekwondo), como eventuais lesões por estiramento ou contraturas musculares e irritações cutâneas (causadas pela raspagem da pele) que, em geral, são resolvidas rapidamente. As medidas de proteção ou minimização de qualquer risco eventual serão realizadas ao se estabelecer a utilização de equipamentos e materiais que preservem a integridade do voluntário. Haverá acompanhamento por profissionais qualificados (graduados em Educação Física e Fisioterapia). Caso haja a ocorrência de alguma lesão, o teste será interrompido imediatamente e você será levado ao pronto socorro. Contudo, estes riscos serão minimizados por uma rotina de aquecimento sistemática e pela sua familiaridade com os movimentos. Além disto, em caso de acidente, você será resguardado pelas condições de pronto atendimento que envolvem o chamado da Unidade de Resgate do Corpo de Bombeiros, com equipamentos médicos e motorista, auxiliar e encarregado, para a realização dos primeiros socorros. Caso necessário, você será transportado por esta equipe para um hospital. Os recursos existentes no laboratório para o atendimento, em situação de emergência, antes do acionamento dos serviços especializados são: maca, sacos de gelo, quite de primeiros socorros e o acompanhamento por um fisioterapeuta treinado em procedimentos padrão de primeiros socorros. E caso haja irritação cutânea, decorrente da raspagem da pele, você será orientado a aplicar creme hidratante nos locais irritados. Os benefícios do presente estudo consistem na detecção das variáveis biomecânicas (relacionadas à força muscular, coordenação, velocidade ou tempo de reação) que estão mais relacionadas ao desempenho do Taekwondo, para que estas informações possam futuramente ser utilizadas para orientar os objetivos de treino de cada atleta e para desenvolver métodos de treino mais eficazes e com base científica. Além disso, será disponibilizado a você, um relatório composto pelo seu desempenho nos parâmetros biomecânicos coordenativos, de potência muscular e de tempo de reação obtidos com equipamentos de alta tecnologia.

Garantimos a confidencialidade das informações geradas e a sua privacidade na participação dessa pesquisa. Os dados serão utilizados apenas para fins acadêmicos e seu

nome não será divulgado ou citado em nenhum momento. Além disso, a participação nessa pesquisa não exigirá nenhum gasto financeiro, bem como, não haverá ressarcimento por sua participação. A sua recusa em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante. A qualquer momento você poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, por meio de contato com os pesquisadores. Se você estiver suficientemente esclarecido sobre sua participação nessa pesquisa, seus objetivos, eventuais riscos e benefícios, convido-a a assinar este Termo elaborado em duas vias, sendo que uma via ficará com você e a outra com o pesquisador.

Rio Claro, ____ de _____ de 2013.

Assinatura do Participante

Assinatura do Pesquisador Responsável

Doutorando: Pedro Vieira Sarmet Moreira

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Dados do Participante:

Nome: _____ Sexo: F()

M()

RG: _____ Data de nascimento: ____/____/____

Endereço: _____ Fone: _____

Titulo do Projeto: Parâmetros neuromusculares e cinemáticos da *performance* de chute de Taekwondo

Pesquisador Responsável: Ms. Pedro Vieira Sarmet Moreira.

Cargo: Doutorando em Desenvolvimento Humano e Tecnologias

Endereço: Av. 24-A, nº1515. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro. São Paulo.

Telefone: (34) 9179-0004. E-mail: sarmet_treinamento@hotmail.com.

Orientador: Dr. Mauro Gonçalves.

Telefone: (19) 3526-4308. E-mail: maurog@rc.unesp.br

Av. 24-A, nº 1515. Universidade Estadual Paulista. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro/SP.

Endereço: Av. 24-A, nº 1515. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro. São Paulo.

Telefone para Contato: (19)- 97672156