

Diego da Silva Carvalho

**PARTICIPAÇÃO DO TRONCO NA CINÉTICA E NOS FLUXOS DE ENERGIA DO
MEMBRO INFERIOR DE BALANÇO DURANTE O CHUTE NO FUTEBOL:**

um estudo descritivo

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2017

Diego da Silva Carvalho

**PARTICIPAÇÃO DO TRONCO NA CINÉTICA E NOS FLUXOS DE ENERGIA DO
MEMBRO INFERIOR DE BALANÇO DURANTE O CHUTE NO FUTEBOL:**

um estudo descritivo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Coorientador: Prof^a. Dr^a. Juliana de Melo Ocarino

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2017

C331p Carvalho, Diego da Silva
2017 Participação do tronco na cinética e nos fluxos de energia do membro inferior de balanço durante o chute no futebol: um estudo descritivo. [manuscrito] / Diego da Silva Carvalho – 2017.
113f., enc.:il.

Orientador: Thales Rezende de Souza
Coorientador: Juliana de Melo Ocarino

Mestrado (dissertação) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 85-91

1. Futebol – Teses. 2. Tronco - Teses. 3. Postura humana - Teses. 4. Pelves - Teses.
I. Souza, Thales Rezende de. II. Ocarino, Juliana de Melo. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 264 (DUZENTOS E SESSENTA E QUATRO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELO CANDIDATO **DIEGO DA SILVA CARVALHO** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 6 (seis) dias do mês de junho do ano de dois mil e dezessete, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação **"PARTICIPAÇÃO DO TRONCO NA CINÉTICA E NOS FLUXOS DE ENERGIA DO MEMBRO INFERIOR DE BALANÇO DURANTE O CHUTE NO FUTEBOL: UM ESTUDO DESCRITIVO"**. A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Thales Rezende de Souza, Christina Danielli Coelho de Moraes Faria e André Gustavo Pereira de Andrade, sob a presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 9h00min com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato aprovado e apto a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 06 de junho de 2017.

Professor Dr. Thales Rezende de Souza _____

Professora Dra. Christina Danielli Coelho de Moraes Faria _____

Professor Dr. André Gustavo Pereira de Andrade _____

Marilane Soares 084190 _____

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO / EEFFTO
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br
FONE/FAX: (31) 3409-4781

DECLARAÇÃO

Declaramos para os devidos fins que **DIEGO DA SILVA CARVALHO** defendeu a dissertação intitulada: **"PARTICIPAÇÃO DO TRONCO NA CINÉTICA E NOS FLUXOS DE ENERGIA DO MEMBRO INFERIOR DE BALANÇO DURANTE O CHUTE NO FUTEBOL: UM ESTUDO DESCRITIVO"**, obtendo em 06/06/2017 a aprovação unânime da Banca Examinadora, junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível Mestrado, da Universidade Federal de Minas Gerais; fazendo jus ao título de Mestre em Ciências da Reabilitação a partir da referida data.

Belo Horizonte, 06 de junho de 2017.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO/EEFFTO
AV. ANTÔNIO CARLOS, 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
PAMPULHA - CID. 31270-001 - BH/MG

AGRADECIMENTOS

Ao Sr. Deus, por possibilitar a realização de mais este sonho.

Aos meus pais, Antônio Reis e Cleonice Carvalho, pelo amor imensurável. Por me incentivar em todos os momentos da minha vida, por me inspirar na busca por mais conhecimento e sabedoria, por me dar forças quando fraquejei e apoio para alcançar todos os meus objetivos. Um obrigado muito especial.

Ao meu irmão Tiago e sua esposa Sama, por todo carinho, respeito, apoio e incentivo. E, à minha sobrinha Melissa, que chegou a nossa família em meio a este processo, trazendo ainda mais amor, esperança e união. Obrigado por dar um novo sentido à minha vida.

Ao meu orientador, professor Dr. Thales Rezende de Souza, pela imensa dedicação e competência na tarefa de me orientar na criação e desenvolvimento deste trabalho. Obrigado por todo cuidado e atenção, pela prontidão e paciência, pela disponibilidade e disposição em ensinar a trabalhar e raciocinar como pesquisador e, por compartilhar seu imenso conhecimento em Fisioterapia. A você minha eterna gratidão, admiração e respeito.

À minha coorientadora, professora Dr^a. Juliana de Melo Ocarino, pelas intervenções sempre precisas ao longo do mestrado, desde a formulação do projeto até a sua execução. Obrigado por contribuir para despertar em mim o amor pela fisioterapia e pela pesquisa.

Aos colegas de mestrado, em especial, Aline, Leonardo, Camila e Marcela por me darem forças nos momentos que fraquejei e por toda colaboração nos laboratórios. Toda a carga de trabalho deste mestrado não teria sido suavizada sem a companhia de vocês. Obrigado pelo convívio, apoio, respeito e amizade, que levarei comigo eternamente.

Aos meus alunos de iniciação científica, Valéria, Bruna e Breno e aos meus primos Brenda e Guilherme pela imensa ajuda durante as coletas e processamentos dos dados científicos. Sem vocês essa pesquisa não seria possível. O apoio e amizade de vocês tornou tudo mais leve e prazeroso.

Aos meus colegas de laboratório e pesquisa, em especial, Líria, Vanessa, Miguel, Thiago, Fabrício e Bruna e aos técnicos de laboratório Délcio, Matheus e Pablo, por colaborarem no desenvolvimento deste trabalho e pela disponibilidade em contribuir sempre que necessitei.

A todo o corpo docente e profissional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG, por despertarem a busca pelo conhecimento e contribuírem para o meu crescimento profissional.

Aos amigos e familiares, em geral, pela compreensão nos momentos em que abdiquei do convívio em função do curso, pela força e pelo respeito.

Agradeço às agências de fomento FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) (APQ-02250-15) e a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) (código 001) pelo suporte financeiro para a realização desse trabalho.

Agradeço à agência de fomento FAPEMIG pela bolsa de estudos concedida.

Enfim, agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho e para a minha formação ao longo destes anos.

RESUMO

Introdução: É possível que o tronco (tórax e abdome) e os tecidos moles musculoesqueléticos que conectam o tronco à pelve participem da mecânica do chute no futebol, com transferências de energia cinética para o membro inferior de balanço. Em uma busca extensiva na literatura não foi encontrada uma descrição do papel cinético do tronco durante o gesto. Assim, o objetivo deste estudo foi estimar os momentos e potências envolvendo o tronco, a pelve, segmentos dos membros inferiores e as articulações tórax-abdome, cintura, ambos os quadris, joelhos e tornozelos para descrever a participação do tronco nos fluxos de energia mecânica do membro inferior de balanço durante o chute no futebol. **Materiais e Método:** Um estudo observacional transversal foi realizado com dezoito homens praticantes amadores de futebol (idade de $24 \pm 4,1$ anos). Os participantes foram instruídos a chutar uma bola de futebol com o dorso do pé do membro inferior dominante “o mais forte possível” na direção de um alvo retangular. Os dados cinemáticos e inerciais foram utilizados para calcular os momentos articulares por meio do método de dinâmica inversa. Uma análise de fluxo de energia (*power flow*), com o cálculo das potências foi realizada para estimar as trocas de energia cinética envolvendo os segmentos e as articulações. As curvas angulares de cinemática, momentos e potências segmentares e articulares foram apresentadas individualmente e curvas médias foram geradas. A partir das curvas, foram descritas as direções dos fluxos de energia cinética, para revelar o papel cinético dos troncos superior e inferior durante o chute. **Resultados/Discussão:** O tronco possui contribuição cinética de 23% (tórax-abdome= 11% e cintura= 12%) para os movimentos do membro inferior de balanço durante o chute. O tronco é explorado pelo sistema motor nas fases iniciais do gesto para gerar fluxos de energia em sentido inferior que favorecem as inclinações posteriores dos segmentos do membro inferior de balanço,

acompanhado pelo deslocamento linear anterior desse membro em direção à bola. Os resultados corroboraram a presença de uma dinâmica similar à de um “arco tensional” nas articulações da cintura e quadril, e de um grande “pêndulo segmentado” cujos segmentos superiores (do tronco) são inclinados posteriormente para levar ao mesmo movimento angular dos segmentos inferiores, subsequentemente. Além disso, o quadril do membro inferior de apoio contribui significativamente com um fluxo de energia relacionado à produção do movimento pélvico que participa do alcance à bola. Nas fases subsequentes, as articulações do tronco também participam da retirada de energia dos segmentos corporais.

Conclusão: O presente estudo demonstrou a presença de uma dinâmica similar à de um “arco tensional” nas articulações da cintura e quadril, e de um grande “pêndulo segmentado” cujos segmentos superiores são inclinados posteriormente para levar ao mesmo movimento angular dos segmentos inferiores, subsequentemente. Essas descrições trazem a oportunidade de explorar possíveis implicações teóricas e práticas como a explicação de demandas de estresse que podem levar a lesões típicas do chute e a consideração, na prática clínica, da parte superior do corpo com os objetivos de prevenir e/ou tratar lesões musculoesqueléticas.

Palavras-chave: Futebol. Chute. Tronco. Momento interno. Potência. Fluxos de energia.

ABSTRACT

Introduction: It is possible that the trunk (thorax and abdomen) and the musculoskeletal soft tissues that connect the trunk to the pelvis participate in the mechanics of soccer kick, with kinetic energy transfers to the lower limb. In an extensive search in the literature was not found a description of the kinetic role of the trunk during the gesture. Thus, the objective of this study was to estimate the moments and powers involving the trunk, the pelvis, segments of the lower limbs and the joints thorax-abdomen, waist, both hips, knees and ankles to describe the participation of the trunk in the flows of mechanical energy of the lower swing limb during the soccer kick. **Materials and Method:** A cross-sectional observational study was performed with eighteen amateur soccer players (age 24 ± 4.1 years). Participants were instructed to kick a soccer ball with the dorsum of the foot of the dominant lower limb "as strong as possible" in the direction of a rectangular target. The kinematic and inertial data were used to calculate the joint moments using the inverse dynamics method. An energy flow analysis with power calculations was performed to estimate how kinetic energy changes involving the segments and the joints. The angular curves of kinematics, moments and segmental and articular powers were presented individually and mean curves were generated. From the curves, they were described as directions of the kinetic energy flows, to reveal the kinetic role of the upper and lower trunks during the kick. **Results and Discussion:** The trunk has a kinetic contribution of 23% (thorax-abdomen = 11% and waist = 12%) for movements of the lower swing limb during the kick. The trunk is exploited by the motor system in the initial phases of the gesture to generate energy flows in the lower sense favoring the posterior inclinations of the segments of the lower swing limb, accompanied by the anterior linear displacement of the limb towards the ball.

The results corroborate a presence of a dynamic similar to a "tensional arc" in the waist and hip joints and a large "segmented pendulum" whose upper segments (trunk) are inclined posteriorly to lead to the same angular movement of the lower segments, subsequently. In addition, the hip of the lower support limb contributes significantly to a flow of energy related to the production of the pelvic movement and participates in the ball reach. In subsequent phases, the trunk joints also participate in the withdrawal of energy from the body segments. **Conclusion:** The present study demonstrates a presence of a dynamic similar to a "tensional arc" in the waist and hip joints, and a large "segmented pendulum" whose upper segments are inclined posteriorly to lead to the same angular movement of the lower segments, subsequently. These descriptions provide the opportunity to explore possible theoretical and practical implications of the demands of stress that can lead to typical kicking injuries and the consideration in clinical practice of upper body with the goals of preventing and / or treating musculoskeletal injuries.

Keywords: Soccer. Kick. Trunk. Internal moment. Power. Energy flows.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	Visão sagital do movimento do chute de futebol.....	18
Figura 2-	Visão sagital da participação do tronco no movimento pendular angular do membro inferior de balanço.....	21
Figura 3-	Visão sagital da formação e liberação de um arco de tensão pelo sistema musculoesquelético durante o chute.....	22
Figura 4-	Visão geral do <i>set-up</i> utilizado para avaliação da cinemática e cinética do chute de futebol.....	27
Figura 5-	Visão geral do alinhamento sobre a plataforma de força no espaço de coleta.....	28
Figura 6-	Modelo biomecânico tridimensional de segmentos rígidos livres.....	29
Figura 7-	<i>Clusters</i> em seus respectivos posicionamentos.....	30
Figura 8-	Utilização do <i>codamotion pointer</i> para determinação dos marcadores anatômicos virtuais.....	31
Figura 9-	Disposição dos marcadores anatômicos e de rastreamento no corpo do participante na visão anterior e posterior.....	34
Figura 10-	Visão geral do <i>set-up</i> de avaliação da cinemática e cinética do chute.....	37
Figura 11-	Sistemas de coordenadas dos segmentos pé, perna, coxa, pelve, troncos superior e inferior.....	40

Figura 12-	Definição das fases e eventos específicos do movimento de chute no futebol.....	46
Figura 13-	Fluxos de energia mecânica predominantes durante as fases do chute de futebol.....	48
Figura 14-	Comportamento em arco tensional apresentado pelas articulações da cintura e quadril do membro inferior de balanço no chute.....	69
Figura 15-	Ilustração dos movimentos de inclinação posterior dos segmentos, associados a momentos articulares produzidos pelos tecidos moles anteriores do corpo, para gerar fluxos de energia em direção inferior.....	70
Figura 16-	Comparação ilustrativa dos movimentos e momentos ocorridos na fase de balanço posterior do chute com a dinâmica de um tiro com arco e flecha.....	74
Gráfico 1-	Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares do complexo articular tórax-abdome.....	51
Gráfico 2-	Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares do complexo articular da cintura.....	54
Gráfico 3-	Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares da articulação do quadril direito.....	57
Gráfico 4-	Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares da articulação do joelho direito.....	60
Gráfico 5-	Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares da articulação do tornozelo direito.....	62
Gráfico 6-	Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares da articulação do quadril esquerdo.....	65
Gráfico 7-	Médias, desvios-padrão e porcentagens do trabalho mecânico	

realizado pelas articulações para o trabalho mecânico corporal durante o chute de futebol.....	66
---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Médias e desvios-padrão dos coeficientes de múltipla correlação (CMC) das variáveis cinéticas selecionadas para análise.....	38
Tabela 2-	Possíveis situações de geração, absorção e transferência de energia mecânica pelo momento de força agindo sobre uma articulação.....	44
Tabela 3-	Médias e desvios-padrão da duração das fases do chute em milissegundos e porcentagem da duração total.....	46

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CEMECH -	Centro de Estudos de Movimento, Expressão e Comportamentos Humanos
LAM -	Laboratório de Análise do Movimento
EEFFTO -	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
UFMG -	Universidade Federal de Minas Gerais
IMC -	Índice de massa corporal
3D -	Tridimensional
CODA -	Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer
LED -	Diodos emissores de luz infravermelha
ISB -	International Society of Biomechanics
EVA -	Etil Vinil Acetato
CAST -	Calibrated Anatomical System Technique
EIAS -	Espinhas ilíacas ântero-superiores
EIPS -	Espinhas ilíacas pósterio-superiores
CMC -	Coeficiente de múltipla correlação
DP -	Desvio padrão
MI -	Membro inferior
TS -	Tronco superior
TI -	Tronco inferior
$T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$ -	Transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação
$T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$ -	Transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação
$T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$ -	Transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação
$T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$ -	Transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos:

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	MATERIAIS E MÉTODO.....	24
2.1.	Delineamento do estudo.....	24
2.2.	Amostra.....	24
2.3.	Procedimentos.....	25
2.3.1.	Avaliação cinemática e cinética do chute.....	26
2.3.2.	Confiabilidade.....	38
2.4.	Processamento dos dados.....	38
2.5.	Redução dos dados.....	40
2.6.	Análise estatística.....	46
3	RESULTADOS.....	48
3.1.	O quadrante superior.....	48
3.1.1.	Articulação tórax-abdome.....	49
3.1.2.	Articulação da cintura.....	52
3.2.	O membro inferior de balanço (direito).....	55
3.2.1.	Articulação do quadril direito.....	55
3.2.2.	Articulação do joelho direito.....	58
3.2.3.	Articulação do tornozelo direito.....	61
3.3.	O quadril do membro inferior de apoio (esquerdo).....	63
3.4.	O trabalho mecânico articular.....	66
4	DISCUSSÃO.....	67
5	CONCLUSÃO.....	84
	REFERÊNCIAS.....	85
	APÊNDICE A.....	92
	APÊNDICE B.....	95
	APÊNDICE C.....	98
	ANEXO.....	113

1 INTRODUÇÃO

O futebol é o esporte mais popular e praticado no mundo, com aproximadamente 200 mil jogadores profissionais e 240 milhões de jogadores amadores (FIFA MAGAZINE, 2007). Trata-se de um esporte composto por gestos específicos, que fazem com que seja necessária a compreensão de mecanismos envolvidos tanto no seu desempenho como em lesões musculoesqueléticas ocorridas durante sua prática (LEES; NOLAN, 1998; FONSECA *et al.*, 2011). O chute é um gesto esportivo essencial e repetitivo no futebol que submete o corpo do praticante a estresses mecânicos de grande magnitude e que podem resultar em lesões musculoesqueléticas (LEES; NOLAN, 1998; FONSECA *et al.*, 2011). O entendimento da biomecânica do chute contribuiria para o estudo sobre o desempenho do jogador nessa atividade e também, sobre os estresses mecânicos aplicados aos tecidos biológicos durante sua prática.

O objetivo principal do chute é lançar a bola com grande velocidade em direção a um alvo, e isso é realizado por meio do deslocamento anterior do membro inferior de balanço (i.e. aquele que entra em contato com a bola), similarmente a um pêndulo, com grande velocidade angular (KELLIS *et al.*, 2006; FONSECA *et al.*, 2011). Esse deslocamento do membro de balanço como um todo é alcançado por meio de movimentos e momentos articulares angulares e, conseqüentemente, do movimento linear do pé, que entra em contato com a bola (NUNOME *et al.*, 2002). Durante o chute, as articulações dos membros inferiores podem sofrer inúmeras lesões de não-contato, sejam elas abruptas ou insidiosas (JUNGE; DVORAK, 2004; WONG, 2005). O membro inferior de balanço é submetido a grandes estresses relacionados com a mecânica necessária para transferir energia cinética ou momentum para a bola (PUTNAM, 1991; DORGE *et al.*, 2002; NUNOME *et al.*, 2006;), que podem resultar em lesões como estiramentos musculares, tendinopatias, bursites e processos patológicos articulares (GILMORE, 1998; VINCENT *et al.*, 2001; WONG *et al.*, 2005). Além disso, os estresses relacionados à mecânica do membro inferior de balanço podem resultar, também, em processos patológicos nas articulações lombo-pélvicas, sacro-ilíacas e sínfise púbica, podendo gerar sintomas na coluna, virilha e/ou no membro inferior de apoio (i.e. aquele apoiado ao solo) (GILMORE, 1998; VINCENT *et al.*, 2001; SHAH *et al.*, 2014). É sugerido que essas

lesões tenham maior frequência em chutes vigorosos, uma vez que implicam em maiores demandas/estresses mecânicos sobre o corpo (FONSECA *et al.*, 2011). Na maioria das vezes, chutes vigorosos são realizados com o dorso do pé (*instep kick*) e acontecem em situações de jogo estáticas, como a cobrança de faltas e tiro de meta e dinâmicas, como em passes longos e chutes a gol (NUNOME *et al.*, 2002; FONSECA *et al.*, 2011).

O chute com o dorso do pé tem sido didaticamente dividido em quatro fases consecutivas considerando, principalmente, os movimentos do membro inferior de balanço no plano sagital (NUNOME *et al.*, 2002; BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 1A). A fase de balanço posterior (*Backswing*) é a primeira fase, caracterizada como um período entre a retirada do pé do solo até a máxima extensão do quadril. Em outras palavras, o membro inferior de balanço é deslocado posteriormente em relação ao restante do corpo, por meio da extensão do quadril e a flexão do joelho (NUNOME *et al.*, 2002; BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Consecutivamente, ocorre a fase de preparação da perna (*Leg cocking*), caracterizada como o período entre a máxima extensão do quadril até a ocorrência da máxima flexão do joelho. Durante esta fase, o membro inferior de balanço começa a se deslocar anteriormente por meio da flexão do quadril, enquanto o joelho continua a se mover em flexão (NUNOME *et al.*, 2002; BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Logo após, ocorre a fase de aceleração da perna (*Leg acceleration*), caracterizada como o período entre a máxima flexão do joelho até o contato do pé de balanço com a bola. Durante esta fase, o movimento de flexão do quadril é desacelerado, enquanto o joelho move-se em extensão (NUNOME *et al.*, 2002; BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Finalmente, ocorre a fase de desaceleração da perna (*Follow-through*), caracterizada como o período entre o impacto com a bola até a máxima flexão do quadril. Nesta fase, os movimentos de flexão do quadril e extensão do joelho são desacelerados pelo corpo (BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011).

O movimento do chute pode ser, teoricamente, dividido como um gesto que possui duas grandes etapas com funções essenciais, em que o corpo do praticante como um todo, assume papéis biomecânicos distintos com o objetivo de lançar a bola à frente (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 1B). Primeiramente, a etapa de

mola, em que energia mecânica seria predominantemente armazenada nos tecidos moles musculoesqueléticos e, logo após, retornada aos segmentos do membro inferior de balanço, em forma de energia cinética, até o momento do contato com a bola (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 1B). Em um segundo momento da etapa de mola, energia mecânica seria também adicionada ao sistema musculoesquelético, por meio de contrações musculares concêntricas, para aumentar a quantidade de energia transferida à bola (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 1B). Depois da etapa de mola, acontece a etapa de amortecimento, em que a energia cinética dos segmentos do membro inferior de balanço seria predominantemente retirada pelos tecidos moles, sendo parte absorvida e parte dissipada ao ambiente (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 1B).

Figura 1 – Visão sagital do movimento do chute de futebol. A) Fases do chute relacionadas à cinemática do membro inferior de balanço no plano sagital. B) Etapas do chute relacionadas às principais funções do sistema musculoesquelético durante o gesto.



Fonte: modificado de FONSECA *et al.*, 2011.

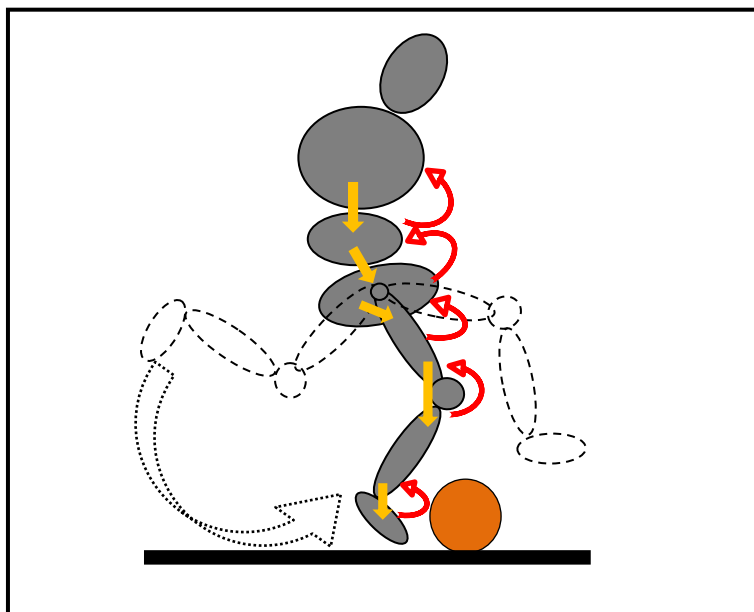
Várias são as estruturas do corpo que podem funcionar como permutadoras de energia mecânica do membro inferior de balanço, que adicionam, transferem ou retiram energia dos segmentos desse membro em instantes específicos do gesto (FONSECA *et al.*, 2011). Os músculos do membro inferior de balanço têm sido enfatizados como os principais permutadores de energia do chute (BROPHY *et al.*, 2007). Na etapa de mola do chute, a participação dos músculos flexores do quadril,

extensores do joelho e dorsiflexores do tornozelo, no membro inferior de balanço, pode ser enfatizada (BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Na primeira parte da etapa de mola (i.e fase de balanço posterior), esses músculos em conjunto geram, predominantemente, momentos articulares excêntricos, retirando energia dos segmentos e armazenando parte dessa energia nos tecidos moles musculoesqueléticos. Na segunda parte dessa etapa (i.e fases de preparação e aceleração da perna), esses músculos em conjunto geram, predominantemente, momentos articulares concêntricos, retornando aos segmentos a energia armazenada e ainda adicionando mais energia a esses segmentos (ROBERTSON; MOSHER, 1985; NUNOME *et al.*, 2002; FONSECA *et al.*, 2011). Na etapa de amortecimento do chute (i.e fase de desaceleração da perna), os músculos extensores do quadril, flexores do joelho e flexores plantares do tornozelo geram momentos articulares excêntricos que retiram energia dos segmentos do membro inferior de balanço após o contato com a bola (ROBERTSON; MOSHER, 1985; NUNOME *et al.*, 2002; FONSECA *et al.*, 2011).

Apesar de a mecânica do membro inferior de balanço ser frequentemente ressaltada para o entendimento da mecânica do chute, o quadrante superior do corpo parece participar de forma significativa no gesto (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.*, 2011). Mesmo existindo grande variabilidade na forma de chutar, existe certo padrão de movimentos do quadrante superior, principalmente no chute com o dorso do pé (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.*, 2011). Durante a fase de balanço posterior, ocorre extensão de tronco, rotação do tronco para o lado contra-lateral ao membro de balanço e extensão com abdução horizontal do ombro contra-lateral ao membro de balanço (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.*, 2011). Nas fases de preparação e aceleração da perna, há uma inversão desses movimentos, com flexão de tronco, rotação do tronco para o lado do membro de balanço e flexão com adução horizontal do ombro contra-lateral ao membro de balanço (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.*, 2011). Entretanto, apesar de os movimentos do quadrante superior serem facilmente visíveis em partidas de futebol e terem sido descritos na literatura, seu papel cinético no chute ainda é desconhecido.

Teoricamente, o quadrante superior, principalmente o tronco (tórax e abdome), participa das etapas de mola e de amortecimento do chute, uma vez que participaria dos fluxos de energia mecânica que contribuem para levar o membro inferior de balanço à frente (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 2). Na primeira parte da etapa de mola (i.e fase de balanço posterior), o complexo articular tronco-pelve e a articulação do quadril do membro inferior de balanço estariam se movendo em extensão. Com esses movimentos, os tecidos moles anteriores que conectam o tronco à pelve e a pelve à coxa, especialmente os músculos abdominais e flexores do quadril, alongam-se e contraem excentricamente, absorvendo e armazenando energia mecânica dos segmentos (FONSECA *et al.*, 2011). Na segunda parte da etapa de mola (i.e fases de preparação e aceleração da perna), ocorreria uma inversão desses movimentos, o complexo articular tronco-pelve e a articulação do quadril do membro inferior de balanço estariam se movendo em flexão. A energia armazenada anteriormente seria reutilizada para potencializar as forças geradas por contrações concêntricas subsequentes desses mesmos músculos e favorecer a transferência de energia do tronco para a pelve e da pelve para a coxa, sugerindo uma transferência tronco→coxa, que contribuiria para o movimento pendular do membro inferior de balanço (inclinação posterior) para levar o pé à frente (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 2).

Figura 2 – Visão sagital da participação do tronco no movimento pendular angular do membro inferior de balanço.

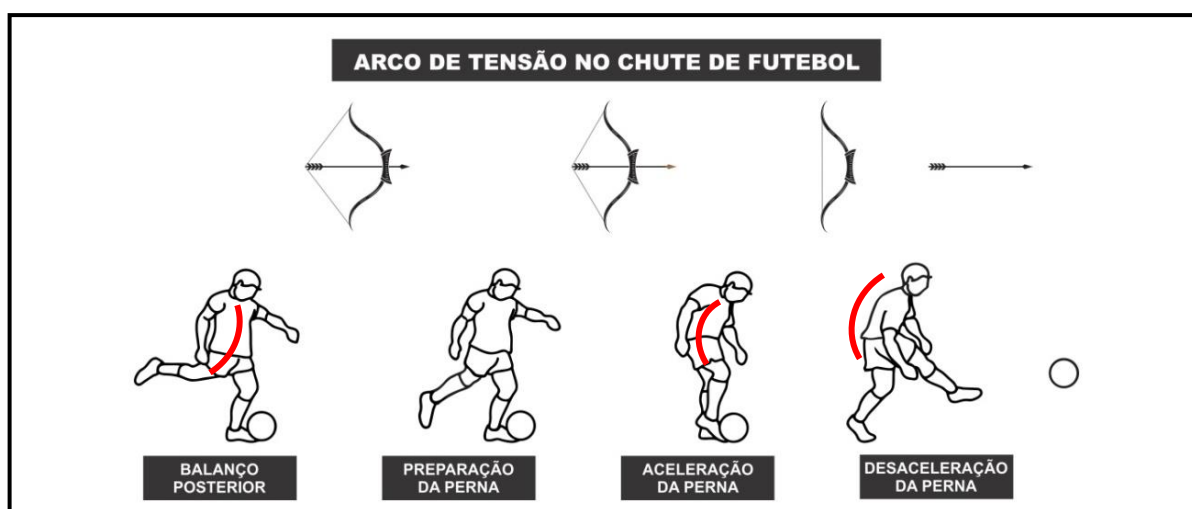


Nota: as setas na cor vermelha representam possíveis momentos articulares que agem sobre os segmentos corporais e a direção de movimento (inclinação posterior) destes; as setas na cor amarela representam possíveis fluxos de energia mecânica inter-segmentar que contribuem para o movimento pendular do membro inferior de balanço; e a seta tracejada na cor branca indica a direção do movimento pendular do membro inferior de balanço.

Após o impacto com a bola, durante a fase de desaceleração da perna, o complexo articular tronco-pelve e da articulação do quadril no membro inferior de balanço continuam fletindo. Os tecidos moles posteriores que conectam o tronco à pelve e a pelve à coxa, especialmente os músculos eretores da espinha, glúteo máximo e isquiotibiais, alongam-se e contraem excentricamente, permitindo a função de amortecimento do sistema, com desaceleração do movimento e, absorção e dissipação de energia (FONSECA *et al.*, 2011). Esses movimentos, em conjunto com os movimentos do membro inferior de balanço, têm sido comparados à dinâmica de um arco (como no arco-e-flexa), com a formação e liberação de um arco de tensão pelo sistema musculoesquelético ao longo das fases do movimento do chute (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 3). Praticantes experientes de futebol apresentam grandes magnitudes desses movimentos, gerando maior velocidade da bola e precisão de direção, em comparação com jogadores inexperientes (SHAN; WESTERHOFF, 2005). Além da

participação do quadrante superior, o membro inferior de apoio (após o contato inicial do pé com o solo) pode participar dos fluxos energia mecânica da pelve por meio da articulação do quadril, influenciando assim, nas acelerações angulares da pelve e indiretamente, nos movimentos angulares do membro inferior de balanço para leva-lo à frente (INOUE *et al.*, 2014).

FIGURA 3 – Visão sagital da formação e liberação de um arco de tensão pelo sistema musculoesquelético ao longo das fases do movimento de chute no futebol.



Fonte: modificado de FONSECA *et al.*, 2011; SHAN; WESTERHOFF, 2005.

Considerando os possíveis mecanismos descritos acima, uma participação deficitária do quadrante superior do corpo poderia resultar em uma sobrecarga dos músculos e outros tecidos moles do membro inferior de balanço, que precisariam gerar momentos locais aumentados para manter uma transferência suficiente de energia cinética para a bola (FONSECA *et al.*, 2011). Consistentemente, os momentos produzidos no quadril do membro inferior de apoio também poderiam ser afetados e afetar os momentos produzidos no quadrante superior e no membro inferior de balanço (FONSECA *et al.*, 2011). Além disso, o desempenho do chute, principalmente em chutes com força máxima, poderia ficar prejudicado sem a contribuição adequada da região superior do corpo e do quadril do membro de apoio.

Apesar de alguns raciocínios dedutivos serem possíveis sobre a participação do tronco na mecânica do membro inferior de balanço, como exemplificados acima,

não foi encontrada ainda na literatura, uma descrição dos momentos e potências articulares do complexo tronco-pelve e dos fluxos de energia mecânica entre o tronco, a pelve e os segmentos dos membros inferiores durante o chute de futebol. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi estimar os momentos e potências envolvendo o tronco, a pelve, segmentos dos membros inferiores e as articulações tórax-abdome, cintura, ambos os quadris, joelhos e tornozelos para descrever a participação do tronco nos fluxos de energia mecânica do membro inferior de balanço durante o chute no futebol.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo observacional do tipo transversal (PORTNEY, L.G.; WATKINS, 2009) realizado no Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamentos Humanos (CEMECH) e no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

2.2 Amostra

A seleção dos participantes deste estudo foi realizada por conveniência, utilizando cartazes afixados na UFMG e em clubes de futebol, e pelo envio de mensagens em redes sociais. A amostra foi constituída por 18 voluntários do sexo masculino, praticantes amadores de futebol. Todos os jogadores possuíam no mínimo 7 anos de experiência jogando futebol ($12,9 \pm 4,8$ anos). A idade dos participantes variou de 18 a 31 anos, com média de $24 \pm 4,1$ anos. A massa corporal média foi de $69,57 \pm 10,5$ Kg, o índice de massa corporal (IMC) médio foi de $22,86 \pm 2,89$ Kg/m² e a altura média foi de $1,73 \pm 0,07$ m. Os critérios de inclusão para participação no estudo foram: (1) ser do sexo masculino e destro para membro inferior; (2) ter idade entre 18 e 35 anos; (3) praticar o futebol como atividade de lazer pelo menos uma vez por semana, por um período mínimo de 1 ano; (4) não ter sofrido lesões musculoesqueléticas e/ou ter sido submetido a alguma cirurgia nos membros inferiores, pelve e tronco nos últimos 12 meses; (5) não apresentar sintomas musculoesqueléticos nos membros inferiores, pelve e tronco nos últimos 3 meses; e (6) apresentar IMC menor ou igual a 28 Kg/m². Esse último critério foi estabelecido para reduzir a quantidade de erros nas medidas cinemáticas, decorrentes de maior quantidade de tecidos moles no corpo dos participantes (MANAL *et al.*, 2000; BORHANI, MCGREGOR, BULL, 2013). Os critérios de exclusão do estudo foram: (1) o consumo de novos medicamentos, bebidas alcóolicas e/ou estimulantes; (2) a realização de algum tipo de treinamento e/ou exercícios físicos vigorosos – para ambos os critérios foi considerado o período de

24 horas antes dos testes da pesquisa; (3) incapacidade de realizar a tarefa de chutar uma bola com o dorso do pé; e (4) presença de qualquer incômodo durante a realização dos chutes. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais sob o parecer nº 999.856 (CAAE – 42162915.9.0000.5149) e todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conscientizando-se dos procedimentos aos quais foram submetidos e concordando em participar do estudo (APÊNDICE A e ANEXO).

2.3 Procedimentos

Todos os procedimentos de teste deste estudo foram realizados em ambiente laboratorial padronizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Inicialmente, os participantes foram informados acerca dos objetivos e procedimentos a serem realizados no estudo. Em concordância com os mesmos, todos os voluntários foram orientados por um único pesquisador a evitar, nas 24 horas anteriores à coleta de dados, (1) o consumo de novos medicamentos, bebidas alcóolicas e/ou estimulantes, (2) qualquer tipo de treinamento e/ou esforços físicos vigorosos e (3) mudanças nos hábitos alimentares e de sono regulares (KATIS *et al.*, 2014). Estes procedimentos foram tomados para evitar que a fadiga e/ou dor muscular tardia, bem como qualquer outro efeito adverso, interferissem no desempenho máximo dos participantes durante a realização dos chutes e, conseqüentemente, afetassem os resultados do estudo de maneira sistemática.

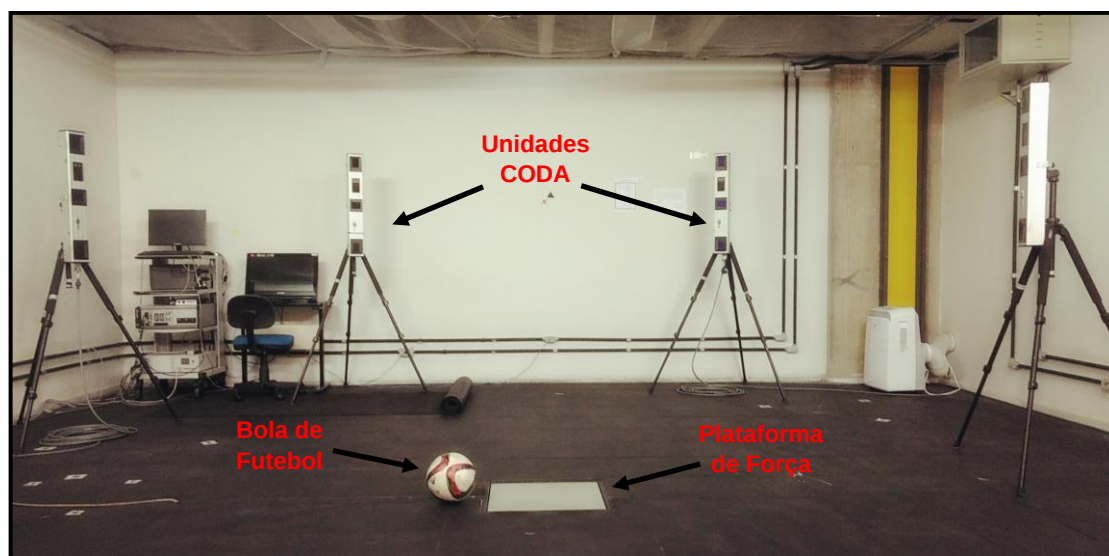
Na data agendada para a coleta de dados, após a leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, os voluntários responderam a um questionário (APÊNDICE B) aplicado por somente um pesquisador, que verificou as características demográficas e da prática esportiva, hábitos de vida 24 horas antes dos testes, além da confirmação dos critérios de elegibilidade. A dominância do membro inferior direito foi verificada por meio da pergunta: “Se você fosse chutar uma bola, com qual perna chutaria?” (BARFIELD; KIRKENDALL; YU, 2002). Em seguida, o participante vestiu um short da cor preta de poliéster/elastano, fornecido pelo pesquisador, para permitir melhor identificação das proeminências ósseas e visualização dos marcadores posicionados nos membros inferiores. Foi solicitado, ainda, que o jogador calçasse um par de chuteiras, modelo futebol de salão ou *society*, levadas pelo mesmo. Finalmente, as medidas de estatura e massa corporais

foram registradas utilizando uma balança digital com altímetro (Filizola S.A. – São Paulo, Brasil), para verificar se o valor de IMC seria igual ou inferior a 28 Kg/m².

2.3.1 Avaliação cinemática e cinética do chute

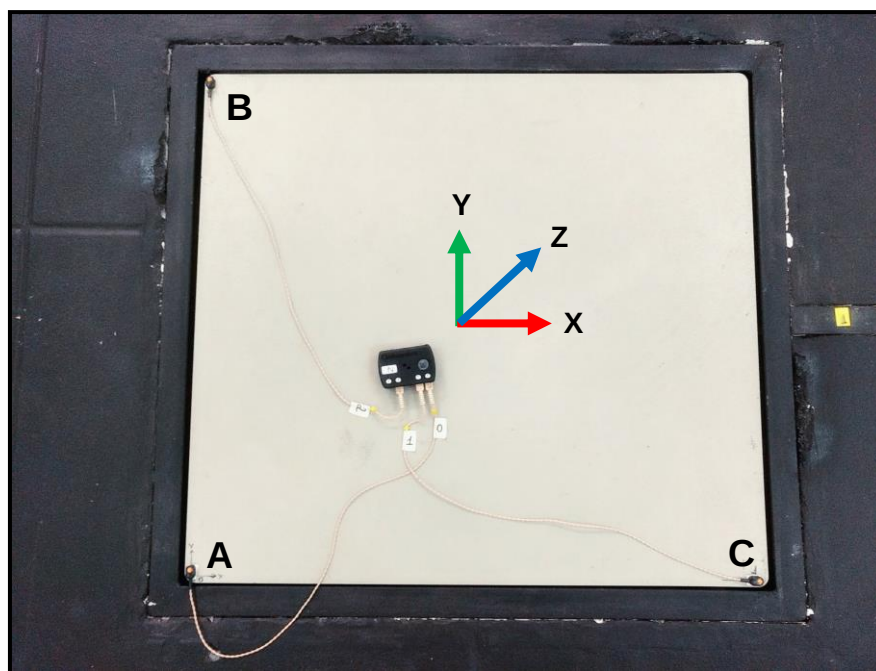
Para avaliação cinemática do chute, foi utilizado o sistema de análise de movimento tridimensional (3D) Codamotion (Codamotion, Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra), configurado para rastrear a uma frequência de amostragem de 100 Hz. Esse sistema de rastreamento funciona por meio da reconstrução 3D de marcadores ativos (diodos emissores de luz infravermelha – LED's) que foram posicionados nos segmentos corporais do participante. Para realização da coleta foram utilizadas quatro unidades CODA (Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer – Rothley, Inglaterra), cada uma com três sensores, responsáveis pela captação dos sinais infravermelhos emitidos pelos marcadores ativos (FIGURA 4). A calibração das unidades CODA já é realizada pelo fabricante. Para a obtenção dos dados cinéticos foi utilizada uma plataforma de força OR6-6 (Advanced Mechanical Technology Inc. – AMTI, Watertown, Estados Unidos) posicionada no centro do laboratório para determinar o momento do contato inicial do membro inferior de apoio durante o chute e computar as forças de reação do solo (FIGURA 4). A plataforma foi configurada para capturar dados a uma frequência de amostragem de 1000 Hz (SINCLAIR *et al.*, 2014; AUGUSTUS; MUNDY; SMITH, 2016) e sincronizada com o sistema de análise de movimento tridimensional. Os dados foram captados pelo *software* Codamotion ODIN 1.06 (Codamotion, Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra) e processados utilizando-se o *software* Visual 3D (C-Motion Inc., Germantown, Estados Unidos).

Figura 4 – Visão geral do *set-up* utilizado para avaliação da cinemática do chute de futebol, demonstrando o posicionando das unidades CODA, da plataforma de força e da bola de futebol.



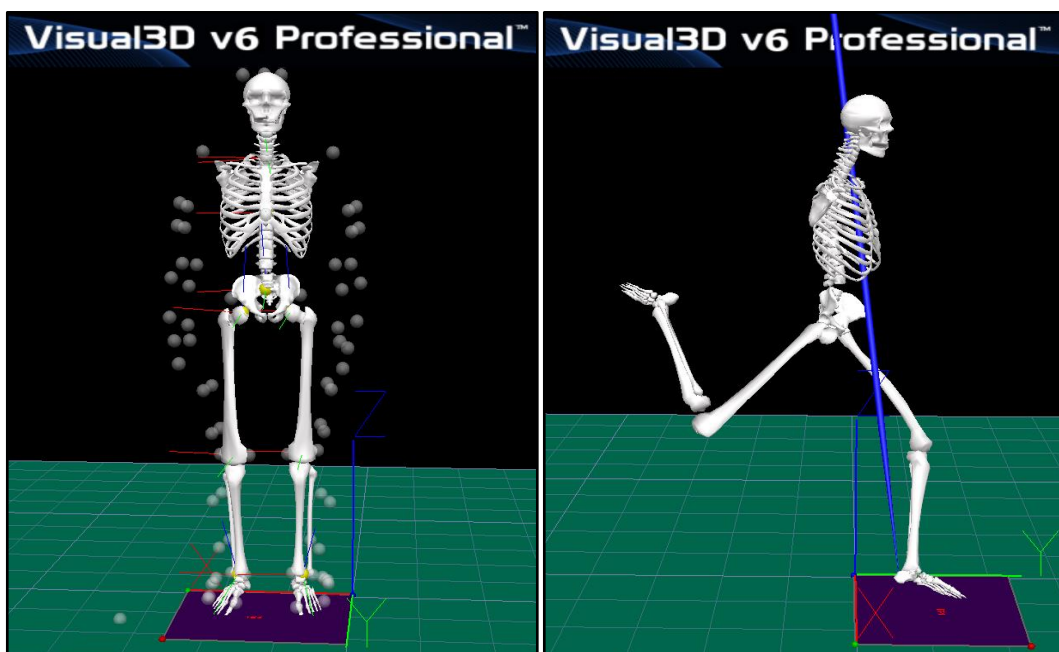
As unidades CODA foram dispostas na área de coleta em posição vertical, por meio de tripés, de forma a garantir a visualização adequada de todos os marcadores colocados no corpo do participante (FIGURA 4). Antes da aquisição dos dados, a plataforma de força foi zerada e o sistema foi alinhado para criar um sistema de coordenadas global (i.e. do espaço de coleta). Dois marcadores (A e B), com uma distância mínima de 30 cm entre eles, foram colocados nas extremidades da plataforma de força de forma a indicar o eixo ântero-posterior (eixo Y) desse sistema e um terceiro marcador (C) foi também colocado para que o plano do solo fosse determinado (FIGURA 5). Nesse plano, foi criado o eixo médio-lateral (eixo X), com direção ortogonal ao eixo ântero-posterior e mesma origem. Um terceiro eixo (eixo Z), longitudinal, foi criado com direção ortogonal aos dois outros eixos já criados e mesma origem (CODAMOTION WIKI DOCUMENTATION, 2017) (FIGURA 5). Esse procedimento foi realizado no *software* Codamotion ODIN por meio da captura dos sinais emitidos pelos três marcadores.

Figura 5 – Visão geral do alinhamento sobre a plataforma de força no espaço de coleta. Em destaque, os marcadores ativos (A, B e C) conectados a uma bateria, para indicação do eixo ântero-posterior (A e B – eixo Y), médio-lateral (A e C – eixo X) e longitudinal (ortogonal à Y e X – eixo Z).



Trinta e três marcadores ativos foram utilizados para rastrear as mudanças de posições de nove segmentos corporais: tronco superior (tórax), tronco inferior (abdome), pelve, ambas as coxas, pernas e pés. Um modelo biomecânico tridimensional de segmentos rígidos livres foi utilizado para este estudo e criado no programa Visual 3D (FIGURA 6), sempre que possível baseado em recomendações da *International Society of Biomechanics* (ISB) para reportar o movimento segmentar e articular humano (WU et al., 2002; WU et al., 2005). Cada segmento avaliado foi considerado como um corpo rígido com seis graus de liberdade, com seu sistema de coordenadas local (i.e. eixos), seus marcadores anatômicos e de rastreamento de movimento. Um marcador ativo foi fixado ao solo, logo abaixo da bola, para definição do momento exato de partida da bola (ASSIS, 2013).

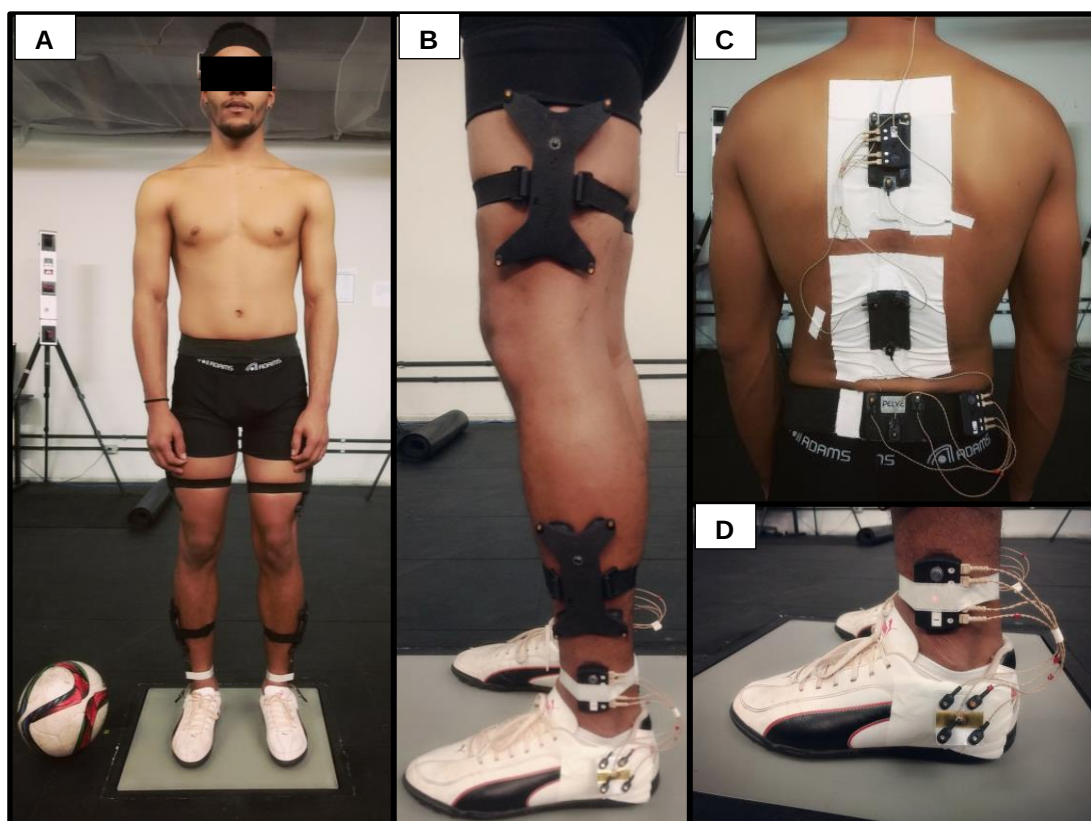
Figura 6 – Modelo biomecânico tridimensional de segmentos rígidos livres utilizado, criado no software Visual 3D.



Clusters (agrupamentos) constituídos de três ou quatro marcadores de rastreamento não colineares, conectados a uma bateria, foram posicionados nos segmentos corporais dos participantes para minimizar o movimento relativo entre os marcadores ativos, criado por tecidos moles e o osso do segmento corporal avaliado (CAPOZZO *et al.*, 1997; MANAL *et al.*, 2002; CAPOZZO *et al.*, 2005; MIANA; PRUDÊNCIO; BARROS, 2009) (FIGURA 7A). *Codamotion clusters*, confeccionados pelo fabricante, foram utilizados para rastrear os segmentos de ambas as pernas e coxas (FIGURA 7B). *Clusters* rígidos, confeccionados pelos pesquisadores com placas de metal retangular, cobertas com um polímero a base de Etil Vinil Acetato (EVA) e moldados de acordo com a morfologia dos segmentos dos participantes, foram utilizados para rastrear os segmentos da pelve, tronco superior e inferior (FIGURA 7C). *Clusters* rígidos, para rastrear os movimentos dos pés, foram confeccionados pelos pesquisadores a partir de duas bases retangulares de metal flexível (uma para colocação dos marcadores e a outra para fixação no calçado) e uma haste rígida interposta. Esses clusters foram posicionados na porção lateral da chuteira dos jogadores (FIGURA 7D). Todos os *clusters* utilizados neste estudo foram fixados aos segmentos com auxílio de faixas elásticas e velcro® e/ou fitas

adesivas dupla-face e esparadrapos, para potencializar sua adesão ao corpo dos participantes e minimizar os movimentos relativos criados por tecidos moles.

Figura 7 – *Clusters* em seus respectivos posicionamentos. A) Visão geral dos clusters no participante; B) *Codamotion clusters* da perna e coxa; C) *Clusters* rígidos da pelve, tronco superior e inferior; D) *Cluster* rígido do pé.



Um sistema de coordenadas tridimensional local (eixos X, Y, Z) foi criado para cada segmento (i.e. os modelos cinemáticos), com base na localização de marcadores anatômicos colocados em proeminências ósseas específicas (CAPOZZO *et al.*, 1995; CAPOZZO *et al.*, 2005). Os modelos cinéticos dos segmentos foram criados de forma que atendessem a suposição do método de dinâmica inversa (i.e as posições das extremidades de segmentos adjacentes são coincidentes) e que informassem sobre as dimensões dos segmentos para a estimativa dos parâmetros inerciais dos mesmos (DEMPSTER, 1955; HANAVAN, 1964; WINTER, 2009; ROBERTSON *et al.*, 2014). As proeminências ósseas foram identificadas por meio de palpação e marcadas na pele do participante com caneta hidrográfica por um mesmo pesquisador. Durante esse procedimento, o participante esteve calçado e em posição ortostática confortável. A posição das referências

anatômicas foi informada digitalmente ao sistema de análise de movimento, a partir da aplicação do protocolo *Calibrated Anatomical System Technique (CAST)* (CAPOZZO *et al.*, 1995; CAPOZZO *et al.*, 2005), por meio do programa Visual3D e do *Codamotion Pointer* (apontador). Nesse protocolo, os marcadores anatômicos foram indicados pelo *pointer*, constituído de uma vareta cuja extremidade é encostada sobre um ponto na referência anatômica e, assim, indica para o sistema a posição desse ponto dentro do sistema de coordenadas global (CAPOZZO *et al.*, 1995; CAPOZZO *et al.*, 2005) (FIGURA 8).

Figura 8 – Utilização do *Codamotion Pointer* para determinação dos marcadores anatômicos virtuais.



O posicionamento dos *clusters* nos segmentos corporais dos participantes e a identificação dos marcadores anatômicos foram realizados por um pesquisador previamente treinado e com experiência em coleta de dados biomecânicos. A disposição dos mesmos está especificada abaixo de acordo com cada segmento corporal (FIGURA 9A, B e C):

- *Pé*: Os marcadores anatômicos utilizados como referências foram as cabeças do primeiro e quinto metatarsos, distalmente, e os maléolos medial e lateral

da perna, proximalmente (SINCLAIR *et al.*, 2014; C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015a). Os marcadores anatômicos sobre as cabeças dos metatarsos foram demarcados sobre o calçado dos participantes. Além disso, um *cluster* rígido com quatro marcadores ativos foi posicionado na porção lateral da chuteira dos jogadores abaixo do maléolo lateral (FIGURA 9C). Este foi utilizado em vez de marcadores de rastreamento sobre o calçado, para facilitar a visualização pelas unidades de captura de movimento e para proteger os marcadores de se chocarem com a bola.

- *Perna:* Os marcadores anatômicos utilizados como referências foram os maléolos medial e lateral da perna, distalmente, e os epicôndilos medial e lateral do fêmur, proximalmente (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012; SINCLAIR *et al.*, 2014). Um *Codamotion cluster* com quatro marcadores ativos foi posicionado no terço distal da perna (SOUZA *et al.*, 2014; HORNESTAM *et al.*, 2016).

- *Coxa:* Os marcadores anatômicos utilizados como referências foram os epicôndilos medial e lateral do fêmur, distalmente, e o centro articular do quadril, proximalmente. Este foi estimado automaticamente no *software* Visual 3D, baseado em equações de regressão por meio das posições dos marcadores nas espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) e espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS) (BELL; BRAND; PEDERSEN, 1989; WU *et al.*, 2002; GRACI; SALSICH, 2015). Um *Codamotion cluster* com quatro marcadores ativos foi posicionado no terço distal da coxa (SOUZA *et al.*, 2010 GRACI; SALSICH, 2015) .

- *Pelve:* O modelo CODA da pelve foi utilizado. Os marcadores anatômicos utilizados como referências foram as EIAS e as EIPS (WU *et al.*, 2002; BORHANI; MCGREGOR; BULL, 2013). Um *cluster* rígido com três marcadores ativos foi posicionado na base do sacro, entre as EIPS (SOUZA *et al.*, 2010; BORHANI; MCGREGOR; BULL, 2013; WU *et al.*, 2004).

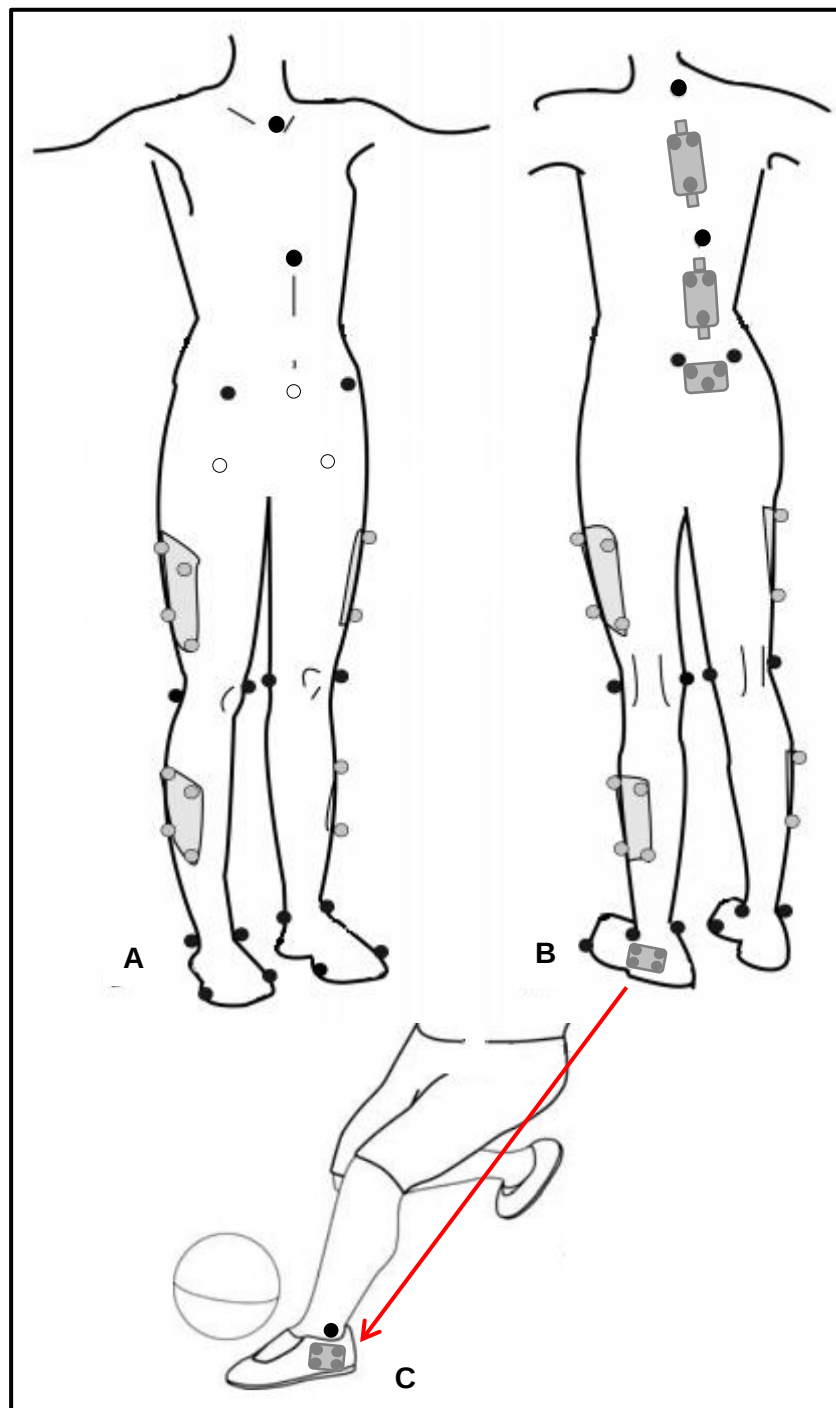
- *Tronco inferior (abdome):* os marcadores anatômicos utilizados como referências foram o centro da pelve (criado posteriormente no *software* visual 3D como um ponto-médio entre as EIAS e EIPS), distalmente, e o processo xifoide e o ponto posterior sobre a linha média da coluna vertebral marcado na mesma altura do processo xifoide (i.e processo xifoide posterior), proximalmente (De LEVA, 1996; IINO; KOJIMA, 2012). Um *cluster* rígido com três marcadores ativos foi posicionado sobre a coluna lombar alta dos participantes, entre as referências do processo

xifoide posterior e as EIPS, evitando a área de maior concavidade da curvatura lordótica lombar (SEAY; SELBIE; HAMILL, 2008).

- *Tronco superior (tórax)*: Os marcadores anatômicos utilizados como referências foram o processo xifoide e o processo xifoide posterior, distalmente, e a incisura jugular e o ponto posterior sobre a linha média da coluna vertebral marcado na mesma altura da incisura jugular (i.e incisura jugular posterior), proximalmente (De LEVA, 1996; WU *et al.*, 2005; IINO; KOJIMA, 2012). Um *cluster* rígido com três marcadores ativos foi posicionado sobre a coluna torácica dos participantes, entre as referências da incisura jugular posterior e o processo xifoide posterior (WU *et al.*, 2004; BLANA *et al.*, 2008; KIERNAN *et al.*, 2014).

Os *clusters* de tronco superior e inferior foram posicionados no aspecto dorsal do tronco para facilitar a visualização posterior dos marcadores de rastreamento pelas unidades de captura de movimento e para evitar sua obstrução pelos membros superiores do participante durante a realização dos chutes. Depois destes procedimentos, um modelo biomecânico foi criado no *software* Codamotion ODIN 1.06.

Figura 9 – Disposição dos marcadores anatômicos e de rastreamento no corpo do participante na visão anterior (A) e posterior (B), utilizados para avaliação da cinemática e cinética do tronco, pelve e membros inferiores durante o chute de futebol.



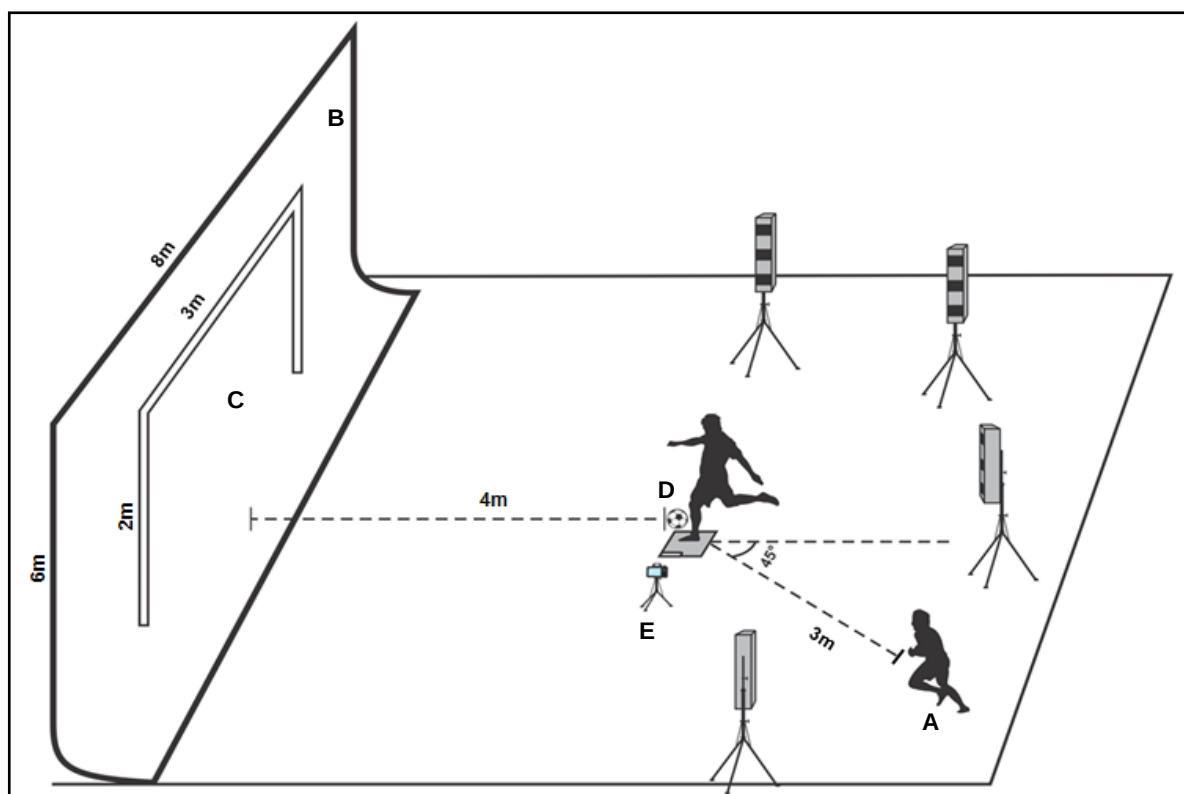
Nota: os marcadores representados em cinza foram utilizados somente para rastreamento dos segmentos corporais. Os marcadores representados em preto foram utilizados somente para definição dos segmentos corporais e construção do modelo biomecânico de corpos rígidos. Os marcadores representados em vermelho foram criados no *software* Visual 3D e utilizados para definição dos segmentos e construção do modelo biomecânico. A figura (C) destaca o posicionamento do *cluster* rígido do pé abaixo do maléolo lateral sobre a chuteira dos jogadores. Fonte: modificado de GRACI, V.; VAN DILLEN, L. R; SALSICH, G. B, 2012.

Após a colocação dos *clusters* e identificação dos marcadores anatômicos, os participantes realizaram um curto período de aquecimento consistindo de chutes com força submáxima e máxima, com o dorso do pé direito, simulando as coletas dos chutes. Este procedimento foi realizado para familiarização dos jogadores com a tarefa e determinação do posicionamento ideal das unidades CODA no espaço de coleta, para melhor captação dos sinais infravermelhos emitidos pelos marcadores ativos, evitando a perda de dados. Depois do aquecimento, um intervalo de descanso de dez minutos foi dado aos voluntários. Em seguida, uma captura estática de cinco segundos foi realizada com o participante calçado, sobre a plataforma de força e em postura ortostática relaxada. Essa coleta foi utilizada posteriormente no processamento de dados para a criação do modelo biomecânico de corpos rígidos.

Para realização da coleta dos chutes foi utilizada uma bola de futebol oficial FIFA (Penalty Gorduchinha Term Pro, Penalty, São Roque, Brasil), tamanho cinco. Um medidor de pressão da bola Kipsta (Group Decathlon, Villeneuve-d'Ascq, França) e uma bomba de ar Penalty (Penalty, São Roque, Brasil) foram utilizados antes das coletas para sempre garantir uma mesma pressão da bola (9,0 psi). O participante foi posicionado a três metros de distância da bola (LEES *et al.*, 2010) (FIGURA 10A). Uma reta que liga a posição inicial do participante ao local onde a bola foi posicionada formou um ângulo de 45° em relação à linha de direção do chute (FIGURA 10A). Essa abordagem diagonal foi selecionada por favorecer movimentos nos planos transversal e sagital do corpo dos jogadores e por possibilitar uma maior velocidade da bola (LEES *et al.*, 2010). Uma lona com dimensões 8m x 6m de encerado de polietileno 100 micras (Geminni, Geminni Comércio Importação e Exportação, Guarulhos, Brasil), presa ao teto do laboratório e estendida a quatro metros de distância da bola, foi utilizada para absorção do impacto gerado (AUGUSTUS; MUNDY; SMITH, 2016) (FIGURA 10B). O participante foi instruído a chutar a bola de futebol “o mais forte possível” com o dorso do pé direito (*instep kick*) e movimentos livres da parte superior do corpo, na direção de um alvo retangular desenhado sobre a lona com dimensões oficiais de um gol de futsal (altura: 2m; largura: 3m; espessura: 8cm) e correr em direção a bola da forma mais confortável para ele (ANDERSEN; DÖRGE, 2011; AUGUSTUS; MUNDY; SMITH, 2016) (FIGURA 10C). Motivações verbais padronizadas foram dadas pelos pesquisadores

para estimulação do máximo desempenho dos jogadores durante os chutes. A bola foi posicionada de modo que o pé de suporte (i.e esquerdo) aterrissasse sobre a plataforma de força (FIGURA 10D). Os voluntários não receberam instruções sobre o posicionamento adequado do pé de suporte sobre a plataforma de força, para evitar que a influência dessa orientação interferisse no desempenho dos jogadores durante a realização dos chutes (VAN DEN TILLAAR; ULVIK, 2014). Para isso, uma câmera digital Nikon D3100 (Nikon Inc. Tóquio, Japão) foi utilizada para verificar se o participante realizou a pisada correta (FIGURA 10E). Somente os chutes em que o contato com a bola foi realizado com o dorso do pé, que acertaram o alvo e que o pé de suporte apoiou-se por completo dentro dos limites da plataforma de força, foram considerados para análise. A qualidade do movimento do chute (i.e contato do dorso do pé direito com a bola, apoio do pé esquerdo sobre a plataforma) foi avaliada em cada tentativa pelo pesquisador e por análises de vídeos gravados em uma câmera digital posicionada próxima à bola. Ao final de cada chute, o pesquisador verificou no *software* Codamotion ODIN se o sistema capturou de forma adequada o sinal dos marcadores de rastreamento. Caso fosse identificada perda de dados, a coleta era repetida.

Figura 10 – Visão geral do *setup* de avaliação da cinemática e cinética do chute demonstrando: A) posicionamento inicial do jogador; B) lona para absorção do impacto da bola; C) alvo retangular desenhado sobre a lona D) posicionamento da bola ao lado da plataforma de força; E) posicionamento da câmera digital.



Fonte: modificado de ASSIS, 2013.

O participante realizou chutes até que sete fossem considerados válidos para análise. Foi estabelecido um limite máximo de 15 chutes, a fim de evitar qualquer alteração do movimento dada por fadiga muscular (APRIANTONO, 2006; KELLIS; KATIS, 2007; FERRAZ, 2012). Um intervalo de descanso de um minuto foi dado entre cada tentativa, em que o participante permaneceu sentado. O próximo chute só foi realizado quando o voluntário se sentiu preparado para desempenhá-lo. Antes e após a realização dos chutes, uma Escala de Borg Modificada (EBM) de 10 pontos foi aplicada aos jogadores, para avaliação subjetiva da percepção do grau de esforço físico relacionado aos chutes (BORG, 1982; CASAMICHANA *et al.*, 2013). A média das notas obtidas pela aplicação da escala antes dos chutes foi de $0,5 \pm 0,5$ (percepção de esforço = muito, muito leve) e depois dos chutes de $1,0 \pm 0,9$ (percepção de esforço = muito leve). O tempo gasto para a obtenção dos sete

chutes válidos foi cronometrado. Em média, todos os chutes foram desempenhados dentro de um período de tempo de $14,0 \pm 3,0$ minutos.

2.3.2 Confiabilidade

Coeficientes de múltipla correlação (CMC) (KADABA, *et al.*, 1989) foram calculados para determinar a confiabilidade ente as sete repetições dos chutes para cada indivíduo das variáveis cinéticas selecionadas para análise nesse estudo, com base em um estudo piloto realizado com dez indivíduos. Foram analisadas as curvas de momento e potência articular do tórax-abdome, cintura, ambos os quadris, joelhos e tornozelos e as potências das extremidades proximal e distal dos segmentos adjacentes que compõem estas articulações. A média e o desvio-padrão dos CMC's dos participantes são apresentados na (TABELA 1). Segundo Garofalo *et al.*, 2009, valores de CMC entre 0,65 e 0,75 são considerados moderados, entre 0,75 e 0,85 são bons, entre 0,85 e 0,95 são muito bons e acima de 0,95 excelentes.

Tabela 1 - Médias e desvios-padrão (DP) dos coeficientes de múltipla correlação (CMC) das variáveis cinéticas selecionadas para análise.

Articulações	Momento Articular	Potência Articular	Potência Segmentar Proximal	Potência Segmentar Distal
	Média $\pm$ DP	Média $\pm$ DP	Média $\pm$ DP	Média $\pm$ DP
Tórax-abdome	$0,89 \pm 0,06$	$0,83 \pm 0,09$	$0,83 \pm 0,06$	$0,86 \pm 0,06$
Cintura	$0,93 \pm 0,04$	$0,83 \pm 0,08$	$0,85 \pm 0,08$	$0,85 \pm 0,08$
Quadril direito	$0,98 \pm 0,01$	$0,96 \pm 0,02$	$0,96 \pm 0,02$	$0,94 \pm 0,03$
Quadril esquerdo	$0,95 \pm 0,03$	$0,92 \pm 0,05$	$0,87 \pm 0,08$	$0,90 \pm 0,05$
Joelho direito	$0,98 \pm 0,01$	$0,95 \pm 0,03$	$0,95 \pm 0,03$	$0,96 \pm 0,02$
Tornozelo direito	$0,98 \pm 0,01$	$0,91 \pm 0,09$	$0,96 \pm 0,02$	$0,96 \pm 0,02$

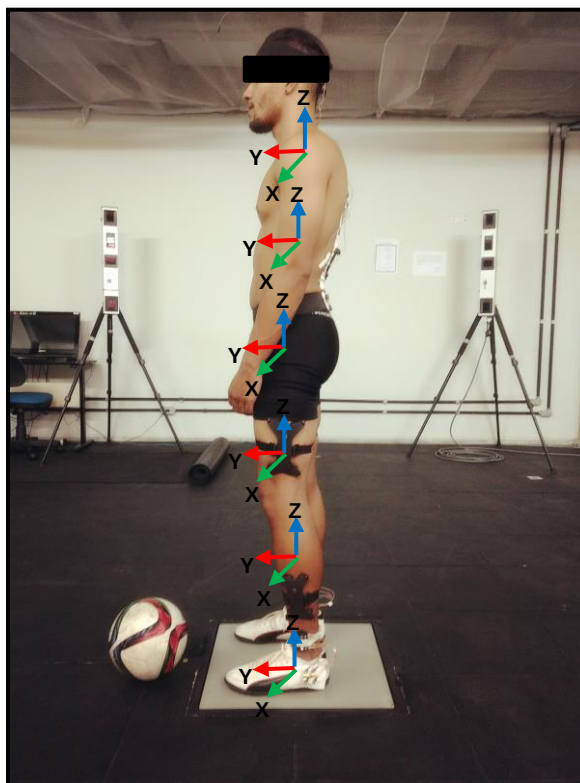
2.4 Processamento dos dados

Os dados cinemáticos e cinéticos foram processados utilizando o *software* Visual 3D. Primeiramente, um modelo biomecânico tridimensional de corpos rígidos, com seis graus de liberdade, foi criado a partir da coleta de dados na posição

ortostática relaxada. Esse modelo incluiu os seguintes segmentos corporais: tronco superior (tórax), tronco inferior (abdome), pelve e ambas as coxas, pernas e pés.

Segmentos padronizados no Visual 3D são definidos como objetos geométricos tridimensionais que possuem propriedades inerciais com base em sua forma (i.e cilindro, cone, esfera, elipsóide) (HANAVAN, 1964). Para a análise cinética dos segmentos com formato geométrico padrão do Visual 3D deste estudo (pés, pernas, coxas e pelve), a massa desses segmentos foi estimada como uma porcentagem da massa corporal total, baseado nas equações de regressão de Dempster (DEMPSTER, 1955). A localização dos centros de massa desses segmentos foi estimada como uma porcentagem do comprimento dos segmentos a partir de qualquer extremidade proximal ou distal (HANAVAN, 1964). Os momentos de inércia desses segmentos foram estimados de acordo com a massa, raios proximal e distal e a forma geométrica de cada segmento (HANAVAN, 1964). O comprimento desses segmentos foi definido utilizando os centros articulares como pontos de referência, criados por meio de marcadores anatômicos colocados na extremidade proximal e distal de cada segmento corporal (HANAVAN, 1964). Para a análise cinética dos segmentos com geometria customizada no Visual 3D deste estudo (i.e tronco superior e tronco inferior), as massas, momentos de inércia e posições dos centros de massa desses segmentos foram estimadas de acordo com os parâmetros de jovens caucasianos descritos por Zatsiorsky-Seluyanov's (1983) e ajustados por De Leva (DE LEVA, 1996). A massa da chuteira dos jogadores foi adicionada à massa do pé em estudos cinéticos prévios sobre o chute de futebol, e seu efeito sobre o comprimento do raio de giro do segmento do pé foi assumido ser pequeno o suficiente para ser negligenciável (NUNOME *et al.*, 2002; INOUE *et al.*, 2014). Assim, a massa do calçado não foi adicionada à massa do pé, no presente estudo. O sistema de coordenadas local de cada segmento foi definido com o eixo Y correspondendo à direção ântero-posterior, o eixo X à direção médio-lateral, e o eixo Z à direção longitudinal, em relação às referências anatômicas utilizadas (FIGURA 11).

Figura 11 – Sistema de coordenadas dos segmentos pé, perna, coxa, pelve, troncos superior e inferior.



Os dados das trajetórias dos marcadores de rastreamento foram filtrados com um filtro passa baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com atraso de fase nulo (DORGE *et al.*, 1999; WINTER, 2009). Uma frequência de corte ótima (6 Hz) foi determinada por meio de análise residual (DORGE *et al.*, 1999; WINTER, 2009). As séries temporais dos dados que continham perda de quadros foram interpoladas por meio do ajuste de mínimos quadrados de um polinômio de terceira ordem, em que três quadros antes e depois de uma lacuna foram utilizados para calcular os coeficientes do polinômio (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015b). Foram interpoladas apenas lacunas com no máximo 10 quadros. Os dados da plataforma de força foram filtrados com um filtro *Butterworth* passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz (WINTER, 2009).

2.5 Redução dos dados

A cinemática angular no plano sagital dos segmentos modelados e das articulações que conectam esses segmentos foi calculada, para objetivos de descrição do movimento. As séries temporais dos movimentos angulares, em graus,

das seguintes articulações foram criadas: (1) tornozelo, definido como o movimento do pé em relação à perna; (2) joelho, definido como o movimento da perna em relação à coxa; (3) quadril, definido como o movimento da coxa em relação à pelve; (4) cintura, definido como o movimento da pelve em relação ao tronco inferior; (5) tórax-abdome, definido como o movimento do tronco inferior (abdome) em relação ao tronco superior (tórax). Foram também criadas séries temporais dos movimentos angulares, em graus, de todos os segmentos modelados em relação sistema de coordenadas do laboratório (ângulos segmentares), no plano sagital. Para criação desses ângulos, utilizou-se a seguinte sequência de Cardan: látero-medial, ântero-posterior e súpero-inferior (XYZ) (LEES; BARTON; ROBINSON, 2010).

Os dados cinemáticos e inerciais foram utilizados para calcular os momentos articulares por meio do método da dinâmica inversa (ROBERTSON *et al.*, 2014; WINTER, 2009), normalizados pela massa corporal de cada participante. Para se chegar às estimativas dos momentos nas articulações do tronco (tórax-abdome e cintura), a sequência de cálculos da dinâmica inversa foi feita iniciando-se pelo pé até chegar ao tronco (ROBERTSON *et al.*, 2014; WINTER, 2009), no plano sagital. O momento interno articular foi definido considerando a articulação como sendo a extremidade proximal do segmento distal à articulação (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2013). Ou seja: (1) tornozelo, sendo a extremidade proximal do segmento pé; (2) joelho, como a extremidade proximal da perna; (3) quadril, como a extremidade proximal da coxa, (4) cintura, como a extremidade proximal da pelve; (5) tórax-abdome, como a extremidade proximal do tronco inferior. Além disso, o momento articular foi resolvido com base no sistema de coordenadas do segmento proximal à articulação. Para se determinar o momento agindo sobre a extremidade distal do segmento proximal à articulação, o momento articular foi multiplicado por menos um, para se chegar ao momento inverso, baseado na terceira Lei de Newton (i.e Ação e Reação). Séries temporais foram criadas para os momentos articulares, em Newtons/metros, todas no plano sagital de movimento das articulações.

A partir dos deslocamentos angulares e momentos articulares sagitais calculados, foi realizada uma análise de fluxo de energia (*power flow*), com o cálculo das potências angulares articulares e segmentares (i.e ocorridas nas extremidades dos segmentos), para se estimar as trocas de energia cinética envolvendo os

segmentos modelados e suas respectivas articulações (ROBERTSON; WINTER, 1998; WINTER, 2009; UMBERGER *et al.*, 2013; ROBERTSON *et al.*, 2014). A potência proveniente do momento articular, denominada potência articular (**P_a**), foi calculada como o produto do momento articular (**M_a**) pela diferença entre as velocidades angulares dos segmentos proximal e distal que compõem a articulação (**$\omega_p - \omega_d$**) (ROBERTSON *et al.*, 2014):

$$\text{Potência angular articular:} \quad \mathbf{P_a = M_a . (\omega_p - \omega_d)}$$

As potências angulares provenientes dos momentos de força agindo sobre as extremidades proximal e distal dos segmentos adjacentes, denominadas potência segmentar proximal (**P_{sp}**) e potência segmentar distal (**P_{sd}**), foram calculadas como o produto do momento de força agindo sobre a extremidade proximal (momento articular – **M_a**) do segmento distal à articulação pela velocidade angular desse segmento (**ω_p**) (ROBERTSON *et al.*, 2014):

$$\text{Potência segmentar proximal:} \quad \mathbf{P_{sp} = M_a . (\omega_d),}$$

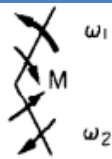
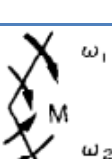
e como o produto do momento de força agindo sobre a extremidade distal (**M_d**) do segmento proximal à articulação pela velocidade angular desse segmento (**ω_p**) (ROBERTSON *et al.*, 2014):

$$\text{Potência segmentar distal:} \quad \mathbf{P_{sd} = M_d . (\omega_p).}$$

Para descrever os fluxos de energia mecânica entre os segmentos modelados e articulações, foram criadas as séries temporais das potências angulares articulares e segmentares, em Watts, calculadas pelo método da dinâmica inversa, no plano sagital de movimento (WINTER, 2009; ROBERTSON *et al.*, 2014) e normalizadas pela massa corporal de cada participante. Seguindo o exemplo de uma abordagem utilizada por Robertson e Winter (ROBERTSON; WINTER, 1998), os resultados das análises de potência foram interpretados em termos de quatro possíveis maneiras em que o momento articular pode influenciar os fluxos de energia mecânica entre os segmentos e as articulações durante o chute de futebol, determinadas com base na descrição do movimento articular, na relação entre o momento e o movimento articular (i.e. momento concêntrico ou excêntrico) e na direção e magnitude das velocidades angulares segmentares (TABELA 2): (Situação 1) um momento articular

gera e transfere energia mecânica diretamente da articulação para os segmentos adjacentes, sem que haja transferência de energia entre os segmentos (i.e transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos: $T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); (Situação 2) um momento articular absorve e transfere energia mecânica diretamente dos segmentos adjacentes para a articulação, sem que haja transferência de energia entre os segmentos (i.e transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); (Situação 3) um momento articular transfere energia mecânica de um segmento a outro por meio da articulação, ao mesmo tempo que gera energia para um dos segmentos (transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); (Situação 4) um momento articular transfere energia mecânica de um segmento a outro por meio da articulação, ao mesmo tempo que absorve energia de um dos segmentos (transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$).

Tabela 2 - Possíveis situações de geração, absorção e transferência de energia mecânica pelo momento de força agindo sobre uma articulação.

	Descrição do movimento	Tipo de momento	Direções das velocidades angulares segmentares	Função muscular	Quantidade, tipo e direção da potência
	Ambos os segmentos rodando em direções opostas				
Situação 1	Ângulo articular diminuindo	Concêntrico		Geração de energia mecânica	$M\omega_1$ gerada para o segmento 1.
					$M\omega_2$ gerada para o segmento 2.
Situação 2	Ângulo articular aumentando	Excêntrico		Absorção de energia mecânica	$M\omega_1$ absorvida do segmento 1.
					$M\omega_2$ absorvida do segmento 2.
	Ambos os segmentos rodando na mesma direção				
Situação 3	Ângulo articular diminuindo (ex. $\omega_1 > \omega_2$)	Concêntrico		Geração de energia mecânica e transferência	$M(\omega_1 - \omega_2)$ gerada para o segmento 1.
					$M\omega_2$ transferida do segmento 2 para 1.
Situação 4	Ângulo articular aumentando (ex. $\omega_2 > \omega_1$)	Excêntrico		Absorção de energia mecânica e transferência	$M(\omega_2 - \omega_1)$ absorvida do segmento 2.
					$M\omega_1$ transferida do segmento 2 para 1.

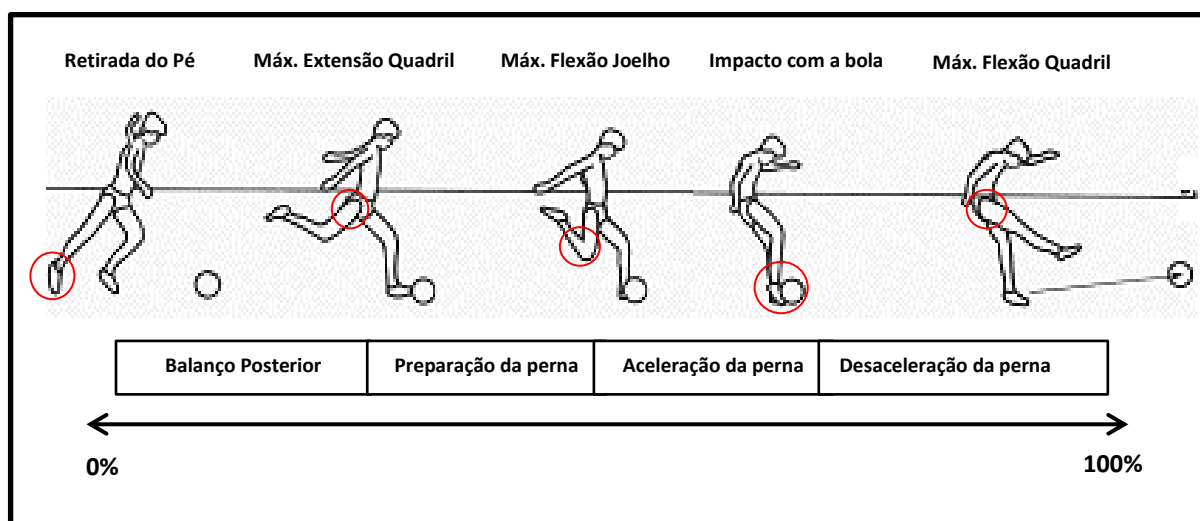
Fonte: modificado de ROBERTSON; WINTER, 1998.

Depois de calculadas as potências angulares, o trabalho mecânico total realizado por cada articulação, em Joules, foi calculado como o somatório da integral dos valores absolutos das potências articular e segmentar da articulação. As potências usadas para esse cálculo, em cada quadro da coleta, dependeram de três possíveis condições de fluxo de energia: (1) geração de energia mecânica com transferência segmentar - potência articular e potência segmentar que indicava absorção (retirada) de energia de um dos segmentos; (2) absorção de energia mecânica com transferência segmentar - potência articular e potência segmentar que indicava geração (adição) de energia para um dos segmentos; (3) geração ou absorção de energia mecânica sem transferência segmentar - potência articular, apenas. Os valores absolutos foram utilizados para evitar que os trabalhos positivos

(geração de energia) e negativos (absorção de energia) se cancelassem mutuamente (WINTER, 2009). Essa definição, que considerou as potências segmentares em instantes específicos, foi escolhida para representar todo o trabalho realizado pelo momento articular que, além de adicionar ou retirar energia dos segmentos (como considerado no trabalho que tradicionalmente é calculado apenas a partir da potência articular (WINTER; ROBERTSON, 1978; ROBERTSON; WINTER, 1980; WINTER, 1983)), também transfere energia de um segmento a outro. Dessa forma, a consideração das potências segmentares e dos valores absolutos das potências permite que o trabalho total calculado represente todo o fluxo de energia realizado pelo momento articular líquido.

Os movimentos do chute foram normalizados no tempo a partir da retirada do pé do membro inferior (MI) de balanço do solo (0%) até a máxima flexão do quadril deste membro após o impacto com a bola (100%). A retirada do pé foi determinada como dois quadros após o pico de extensão do joelho do MI de balanço (FELLIN *et al.*, 2010). O contato do pé com a bola foi determinado como o quadro imediatamente anterior ao início de registro do sinal do marcador ativo posicionado abaixo da bola (ASSIS, 2013). O contato inicial do pé do MI de apoio com a plataforma de força foi determinado como o primeiro quadro em que a plataforma de força começou a mensurar uma força vertical, com limiar de 25 Newtons (AUGUSTUS; MUNDY; SMITH, 2016). Para simplificar a interpretação dos resultados, os movimentos do chute foram divididos em quatro fases por meio de eventos específicos (FONSECA *et al.*, 2011) (FIGURA 12). A fase de balanço posterior (*backswing*) foi definida como um período no ciclo do chute da retirada do pé do MI de balanço do solo até a máxima extensão do quadril deste membro. A fase de preparação da perna (*leg cocking*) seguiu-se e terminou com a máxima flexão do joelho do MI de balanço. A fase subsequente de aceleração da perna (*leg acceleration*) e que, terminou no impacto da bola. Finalmente, a fase subsequente de desaceleração da perna (*follow-through*), que terminou com a máxima flexão do quadril do MI de balanço (FONSECA *et al.*, 2011).

Figura 12 – Definição das fases e eventos específicos do movimento de chute no futebol.



Fonte: modificado de <http://alexwatkinshlpe3531.blogspot.com.br>. Acesso em: 06 Ago. 2017.

Por último, após a determinação dos eventos específicos para a divisão do movimento do chute nas quatro fases, a duração em milissegundos de cada fase foi computada no *software* Visual 3D e posteriormente convertida em porcentagem da duração total, para a divisão das fases do chute nas séries temporais dos movimentos angulares, momentos articulares e potências angulares (TABELA 3).

Tabela 3 – Médias e desvios-padrão da duração das fases do chute em milissegundos (ms) e porcentagem da duração total (%).

Fases do chute	Duração das fases (ms)	Porcentagem da duração total (%)
Balanço posterior	90.0 ± 20.0	21.50 ± 5.23
Preparação da perna	70.0 ± 10.0	17.31 ± 3.98
Aceleração da perna	80.0 ± 10.0	19.80 ± 2.40
Desaceleração da perna	160.0 ± 30.0	41.39 ± 5.11
Total:	400.0 ± 40.0	100

2.6 Análise estatística

A análise descritiva dos movimentos, torques e potências durante o chute com força máxima foi realizada por meio da construção das curvas médias de todos

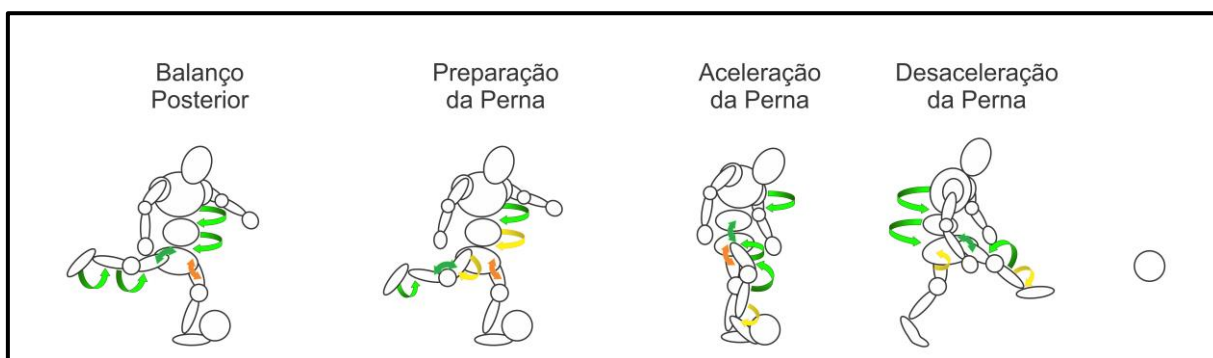
os participantes, com 101 pontos (quadros), incluindo o desvio padrão em cada ponto (APENDICE C).

3 RESULTADOS

3.1 O quadrante superior

Os resultados evidenciaram a contribuição dos movimentos do quadrante superior do corpo para os fluxos de energia durante o chute de futebol, com um fluxo de energia mecânica inter-segmentar predominantemente descendente do tronco em direção ao membro inferior de balanço, favorecendo a produção de movimentos angulares segmentares para o desempenho no chute (FIGURA 13).

Figura 13 – Fluxos de energia mecânica predominantes durante as fases do chute de futebol.



Nota: as setas coloridas representam as direções e condições de transferência de energia. As setas unidirecionais na cor amarelo claro indicam uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação; as setas unidirecionais na cor verde claro indicam uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação; as setas bidirecionais na cor amarelo escuro indicam uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos adjacentes; e as setas bidirecionais na cor verde escuro indicam uma transferência excêntrica de energia dos segmentos adjacentes para a articulação.

As curvas de potência articular demonstraram um padrão predominante de transferência de energia mecânica do tronco superior (TS) para o tronco inferior (TI) e do TI para a pelve. O complexo articular tórax-abdome transfere energia do TS para o TI, da segunda metade da fase de balanço posterior ao final da fase de desaceleração da perna, e absorvendo uma grande quantidade de energia do TS nas fases de aceleração da perna e no início da desaceleração da perna. Houve transferência de energia do TI para a pelve na segunda metade da fase de balanço posterior e na maior parte das fases de preparação da perna e desaceleração da perna. De maneira não esperada, o complexo articular da cintura absorveu uma

grande quantidade de energia da pelve e do TI nas fases de aceleração da perna e no início da desaceleração da perna.

3.1.1 Articulação tórax-abdome

Durante os primeiros 34% do ciclo do chute, aproximadamente, o complexo articular tórax-abdome move-se em extensão, os segmentos TS e TI rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Em um primeiro momento da fase de balanço posterior (aproximadamente 0 a 12%), há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor concêntrico gera energia para o TS e transfere do TI para o TS. Em um segundo momento da fase de balanço posterior e durante parte da fase de preparação da perna (aproximadamente 14 a 34%), há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor excêntrico absorve energia do TS e transfere do TS para o TI (GRÁFICO 1).

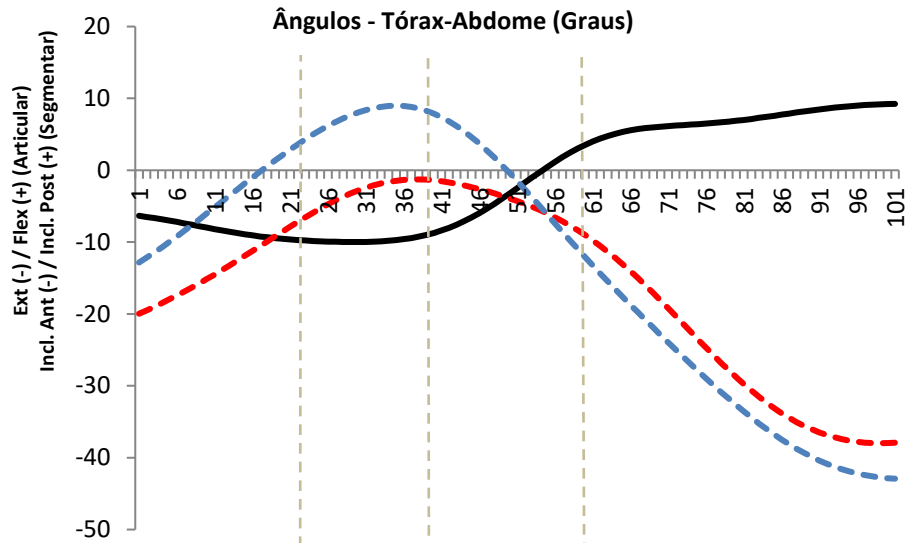
No final da fase de preparação da perna e durante as fases de aceleração e desaceleração da perna (aproximadamente 35 a 100%), o complexo articular tórax-abdome move-se em flexão, os segmentos TS e TI continuam a rodar em uma mesma direção de movimento (inclinação anterior). Entre 35 e 70% do ciclo do chute, aproximadamente, há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve uma grande quantidade de energia do TS e transfere do TS para o TI. No final da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 77 a 100%), este padrão de fluxo de energia continua a ocorrer na articulação, contudo, uma menor quantidade de energia é absorvida do TS e transferida do TS para o TI, quando comparado ao período anterior do ciclo do chute (GRÁFICO 1).

Gráfico 1: Gráficos mostrando as curvas médias dos ângulos articulares e segmentares (A), momentos articulares (B) e potências articulares e segmentares (C) do complexo articular tórax-abdome durante o chute.

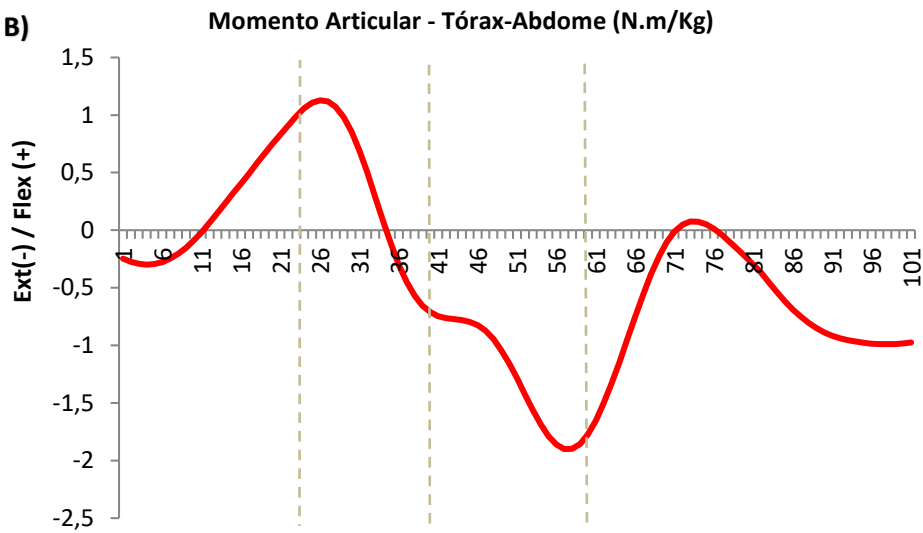
Nota: as linhas verticais tracejadas sobre os gráficos representam a divisão do movimento do chute nas fases: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna. As barras sólidas horizontais na parte superior do gráfico de potência (C) representam as condições de transferência de energia mecânica: amarelo escuro (ausente nesse gráfico) indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos ($T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); amarelo claro indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); verde escuro (ausente nesse gráfico) indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$). As setas indicam a direção do fluxo de energia mecânica entre os segmentos adjacentes da articulação: seta para cima = transferência para o segmento proximal; seta para baixo = transferência para o segmento distal; seta bidirecional para fora = geração de energia para os segmentos proximal e distal; seta bidirecional para dentro = absorção de energia dos segmentos proximal e distal.



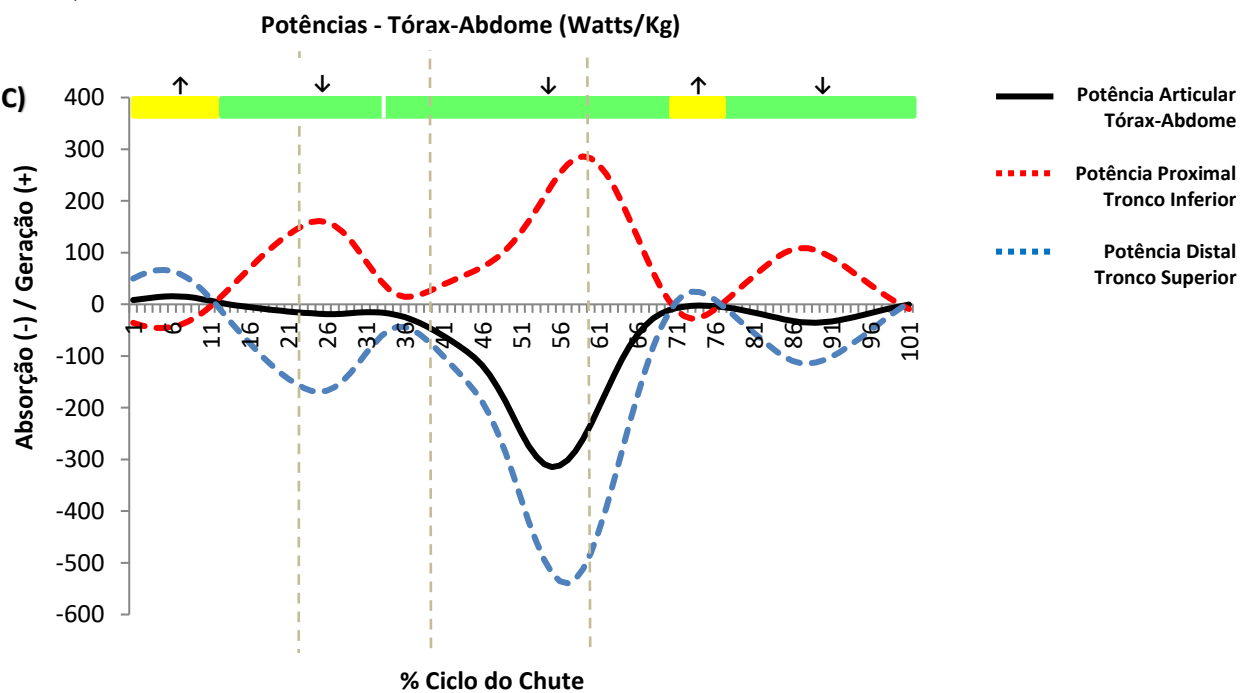
A)



B)



C)



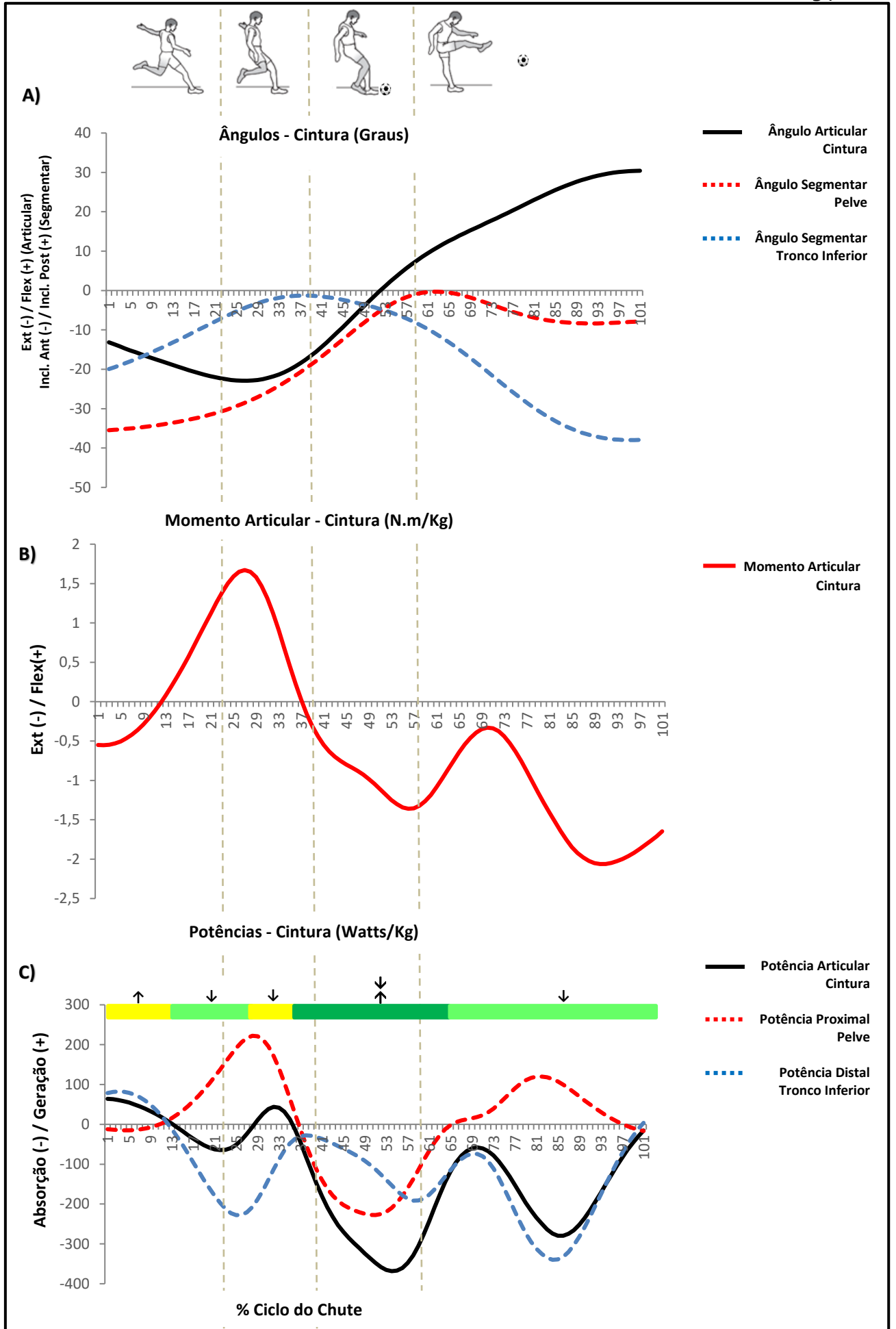
3.1.2 Articulação da cintura

Durante os primeiros 28% do ciclo do chute, aproximadamente, o complexo articular da cintura move-se em extensão, os segmentos pelve e TI rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Um fluxo de potência similar ao que acontece no complexo articular tórax-abdome é observado no complexo da cintura. Em um primeiro momento da fase de balanço posterior (aproximadamente 0 a 12%), há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor concêntrico gera energia para o TI e transfere da pelve para o TI. Em um segundo momento da fase de balanço posterior e durante parte da fase de preparação da perna (aproximadamente 14 a 28%), há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor excêntrico absorve energia do TI e transfere do TI para a pelve (GRÁFICO 2).

A partir de 29% do ciclo do chute, aproximadamente, o complexo articular da cintura começa a se mover em flexão. Em um segundo momento da fase de preparação da perna (aproximadamente 29 a 35%), os segmentos pelve e TI rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor concêntrico gera energia para pelve e transfere do TI para a pelve. No final da fase de preparação da perna, durante toda a fase de aceleração da perna e no início da fase desaceleração da perna (aproximadamente 36 a 65%), os segmentos pelve e TI rodam agora em direções opostas de movimento, o TI move-se em inclinação anterior e a pelve move-se em inclinação posterior. Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve uma grande quantidade de energia da pelve e do TI. No final da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 66 a 100%), os segmentos pelve e TI voltam a rodar em uma mesma direção de movimento (inclinação anterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve uma grande quantidade de energia do TI e transfere do TI para a pelve (GRÁFICO 2).

Gráfico 2: Gráficos mostrando as curvas médias dos ângulos articulares e segmentares (A), momentos articulares (B) e potências articulares e segmentares (C) do complexo articular da cintura durante o chute.

Nota: as linhas verticais tracejadas sobre os gráficos representam a divisão do movimento do chute nas fases: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna. As barras sólidas horizontais na parte superior do gráfico de potência (C) representam as condições de transferência de energia mecânica: amarelo escuro (ausente nesse gráfico) indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos ($T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); amarelo claro indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); verde escuro indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$). As setas indicam a direção do fluxo de energia mecânica entre os segmentos adjacentes da articulação: seta para cima = transferência para o segmento proximal; seta para baixo = transferência para o segmento distal; seta bidirecional para fora = geração de energia para os segmentos proximal e distal; seta bidirecional para dentro = absorção de energia dos segmentos proximal e distal.



3.2 O membro inferior de balanço (direito)

As curvas de potência articular demonstraram um padrão predominante de transferência de energia mecânica em uma sequência proximal-distal entre os segmentos do membro inferior de balanço. Energia é efetivamente transferida para os segmentos inferiores a partir da articulação do quadril, em um movimento “quase como de um chicote” (SHAN & WESTERHOFF, 2005), favorecendo o aumento da velocidade angular da perna e da velocidade linear do pé, maximizando a potência do chute. De forma resumida ao que será apresentado a seguir, podemos destacar que: (a) durante a fase de balanço posterior, houve absorção de energia da pelve e da coxa na articulação do quadril e, no joelho, absorção de energia da perna e transferência da perna para a coxa; (b) durante a fase de preparação da perna e a primeira metade da fase de aceleração da perna, houve geração de uma grande quantidade de energia para coxa e transferência da pelve para a coxa na articulação do quadril; e, no joelho, houve absorção de energia da coxa e transferência da coxa para a perna; (c) na segunda metade da fase de aceleração da perna e no início da fase de desaceleração da perna, houve grande absorção de energia da coxa e grande transferência da coxa para a pelve, na articulação do quadril, e, no joelho, grande absorção de energia da perna e grande transferência da perna para a coxa; e (d) durante o restante da fase desaceleração da perna, houve absorção de uma grande quantidade de energia da pelve e da coxa na articulação do quadril e geração de energia para a perna e coxa na articulação do joelho. Na articulação do tornozelo direito, no final da fase de preparação da perna, durante toda a fase de aceleração da perna e no início da fase desaceleração da perna, houve geração de energia para o pé e transferência da perna para o pé.

3.2.1 Articulação do quadril direito

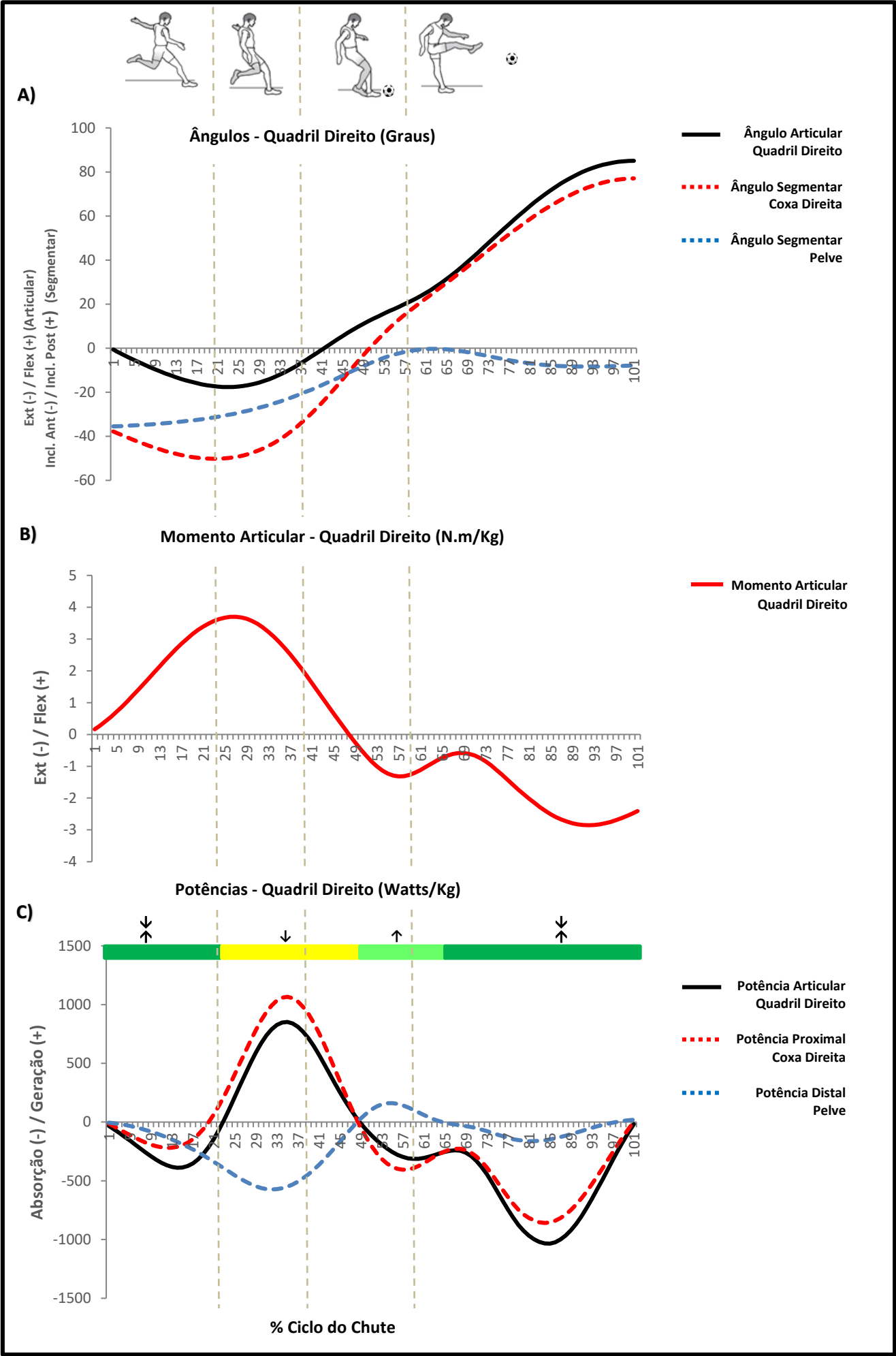
Durante toda a fase balanço posterior (aproximadamente 0 a 22%), a articulação do quadril direito move-se em extensão. Os segmentos pelve e coxa rodam em direções opostas de movimento. A pelve move-se em inclinação posterior e a coxa move-se em extensão (i.e. inclinação anterior). Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$. Um momento articular flexor excêntrico absorve energia da pelve e da coxa (GRÁFICO 3).

Nas fases seguintes do chute (balanço posterior, aceleração e desaceleração da perna - aproximadamente 23 a 100%), a articulação do quadril direito move-se em flexão. Durante toda a fase de preparação da perna e a primeira metade da fase de aceleração da perna (aproximadamente 23 a 48%), os segmentos pelve e coxa rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor concêntrico gera uma grande quantidade de energia para a coxa e transfere da pelve para a coxa. Na segunda metade da fase de aceleração da perna e no início da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 49 a 64%), os segmentos pelve e coxa continuam a rodar em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve energia da coxa e transfere da coxa para a pelve (GRÁFICO 3).

Em um segundo momento da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 65 a 97%), os segmentos pelve e coxa rodam agora em direções opostas de movimento, a pelve move-se em inclinação anterior e a coxa move-se em flexão (i.e. inclinação posterior). Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve uma grande quantidade de energia da coxa, principalmente, e da pelve (GRÁFICO 3).

Gráfico 3: Gráficos mostrando as curvas médias dos ângulos articulares e segmentares (A), momentos articulares (B) e potências articulares e segmentares (C) da articulação do quadril direito durante o chute.

Nota: as linhas verticais tracejadas sobre os gráficos representam a divisão do movimento do chute nas fases: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna. As barras sólidas horizontais na parte superior do gráfico de potência (C) representam as condições de transferência de energia mecânica: amarelo escuro (ausente nesse gráfico) indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos ($T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); amarelo claro indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); verde escuro indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$). As setas indicam a direção do fluxo de energia mecânica entre os segmentos adjacentes da articulação: seta para cima = transferência para o segmento proximal; seta para baixo = transferência para o segmento distal; seta bidirecional para fora = geração de energia para os segmentos proximal e distal; seta bidirecional para dentro = absorção de energia dos segmentos proximal e distal.



3.2.2 Articulação do joelho direito

Durante as fases de balanço posterior e preparação da perna (aproximadamente 0 a 39%), a articulação do joelho direito move-se em flexão. Nos primeiros 18% da fase de balanço posterior, aproximadamente, os segmentos perna e coxa rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação anterior). Em um primeiro momento do balanço posterior (aproximadamente 0 a 6%), há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor concêntrico gera energia para perna e transfere da coxa para a perna. Em um segundo momento do balanço posterior (aproximadamente 9 a 18%), há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve energia da perna e transfere da perna para a coxa. No final da fase de balanço posterior e durante a primeira metade da fase de preparação da perna (aproximadamente 19 a 32%), os segmentos perna e coxa rodam agora em direções opostas de movimento. A perna move-se extensão (i.e inclinação posterior) e a coxa move-se em flexão (i.e inclinação anterior). Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve energia da coxa e da perna. Na segunda metade da fase de preparação da perna e início da fase de aceleração da perna (aproximadamente 33 a 43%), os segmentos perna e coxa voltam a rodar em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve energia da coxa e transfere da coxa para a perna (GRÁFICO 4).

Durante a fase de aceleração da perna e um primeiro momento da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 40 a 76%), a articulação do joelho direito move-se em extensão. Entre 45 e 76% do ciclo do chute, aproximadamente, os segmentos perna e coxa rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor excêntrico absorve

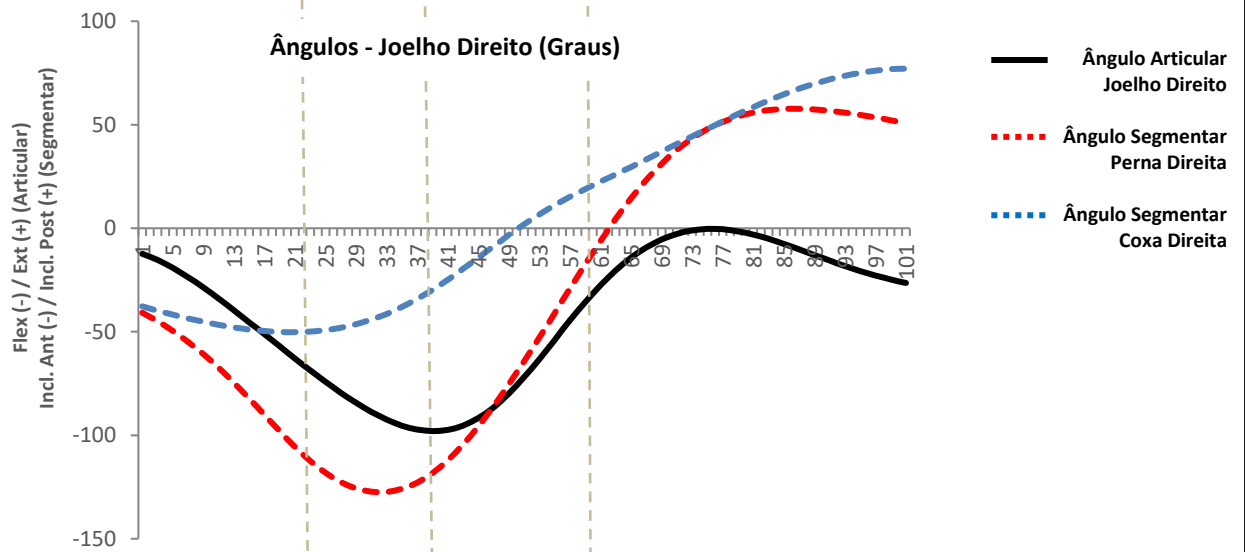
uma grande quantidade de energia da perna e transfere da perna para a coxa (GRÁFICO 4).

Em um segundo momento da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 77 a 100%), a articulação do joelho direito volta a se mover em flexão. Entre 77 e 86% do ciclo do chute, aproximadamente, os segmentos perna e coxa rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor concêntrico gera energia para a coxa e transfere da perna para a coxa. Entre 87 e 100% da fase de desaceleração da perna, aproximadamente, os segmentos coxa e perna rodam agora em direções opostas de movimento. A coxa move-se em inclinação posterior e a perna move-se em inclinação anterior. Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos: $T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor concêntrico gera energia para a coxa e perna (GRÁFICO 4).

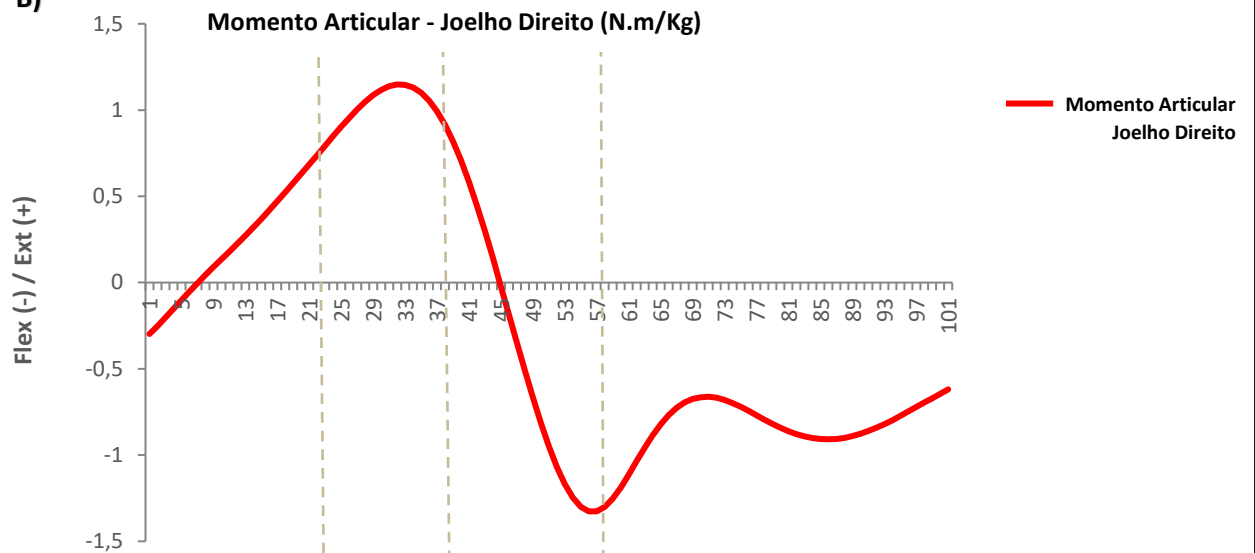
Gráfico 4: Gráficos mostrando as curvas médias dos ângulos articulares e segmentares (A), momentos articulares (B) e potências articulares e segmentares (C) da articulação do joelho direito durante o chute.

Nota: as linhas verticais tracejadas sobre os gráficos representam a divisão do movimento do chute nas fases: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna. As barras sólidas horizontais na parte superior do gráfico de potência (C) representam as condições de transferência de energia mecânica: amarelo escuro indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos ($T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); amarelo claro indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); verde escuro indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$). As setas indicam a direção do fluxo de energia mecânica entre os segmentos adjacentes da articulação: seta para cima = transferência para o segmento proximal; seta para baixo = transferência para o segmento distal; seta bidirecional para fora = geração de energia para os segmentos proximal e distal; seta bidirecional para dentro = absorção de energia dos segmentos proximal e distal.

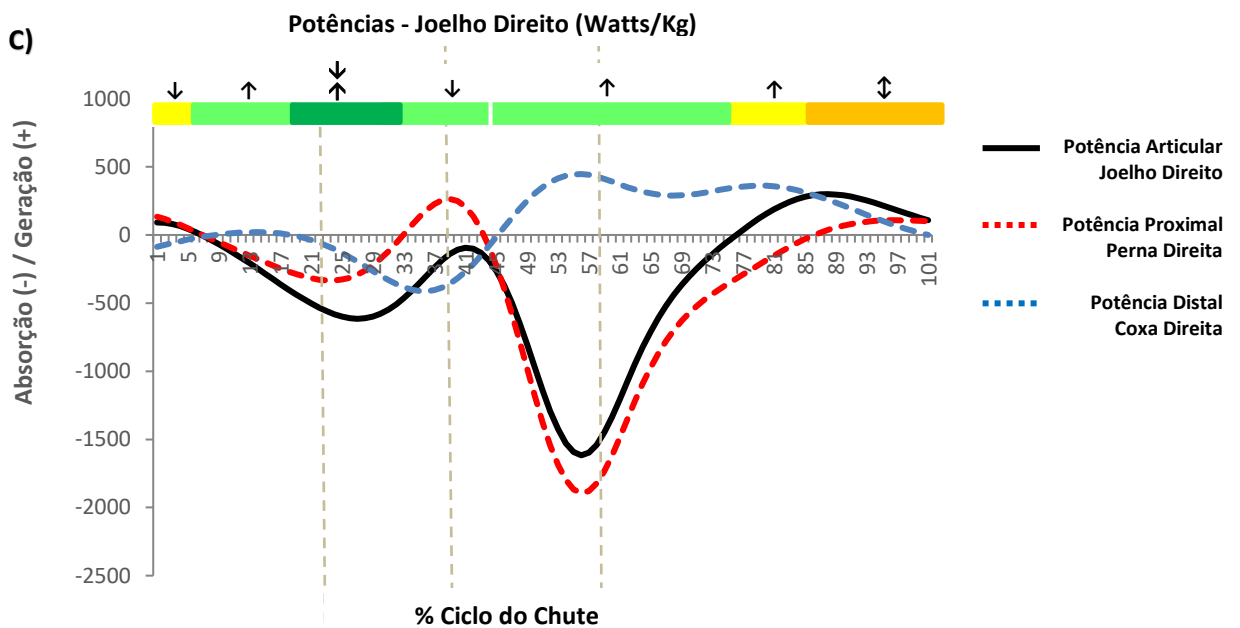
A)



B)



C)



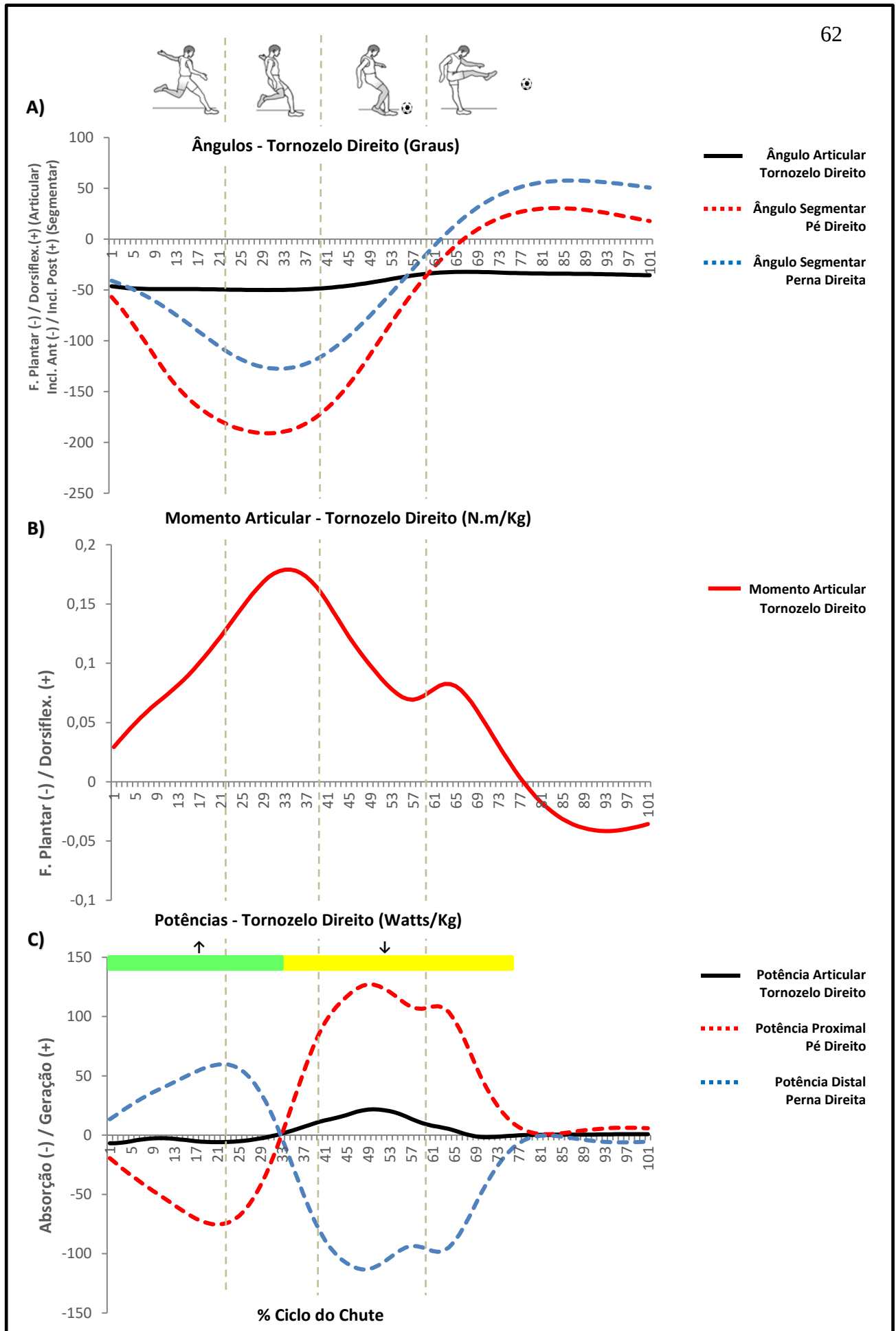
3.2.3 Articulação do tornozelo direito

Durante a fase de balanço posterior e parte da fase de preparação da perna (aproximadamente 0 a 32%), a articulação do tornozelo direito move-se em flexão plantar. Os segmentos pé e perna rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação anterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular dorsiflexor excêntrico absorve energia do pé e transfere do pé para a perna (GRÁFICO 5).

No final da fase de preparação, durante toda a fase de aceleração e início da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 33 a 67%), a articulação do tornozelo direito move-se em dorsiflexão. Os segmentos pé e perna rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência concêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular dorsiflexor concêntrico gera energia para o pé e transfere da perna para o pé (GRÁFICO 5).

Gráfico 5: Gráficos mostrando as curvas médias dos ângulos articulares e segmentares (A), momentos articulares (B) e potências articulares e segmentares (C) da articulação do tornozelo direito durante o chute.

Nota: as linhas verticais tracejadas sobre os gráficos representam a divisão do movimento do chute nas fases: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna. As barras sólidas horizontais na parte superior do gráfico de potência (C) representam as condições de transferência de energia mecânica: amarelo escuro (ausente nesse gráfico) indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos ($T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); amarelo claro indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); verde escuro (ausente nesse gráfico) indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$). As setas indicam a direção do fluxo de energia mecânica entre os segmentos adjacentes da articulação: seta para cima = transferência para o segmento proximal; seta para baixo = transferência para o segmento distal; seta bidirecional para fora = geração de energia para os segmentos proximal e distal; seta bidirecional para dentro = absorção de energia dos segmentos proximal e distal.



3.3 O quadril do membro inferior de apoio (esquerdo)

As curvas de potência angular do quadril esquerdo demonstraram um padrão predominante de fluxo de energia mecânica favorável à produção do movimento pélvico que participa do alcance à bola (inclinação posterior), contribuindo assim, para levar o membro inferior de balanço à frente.

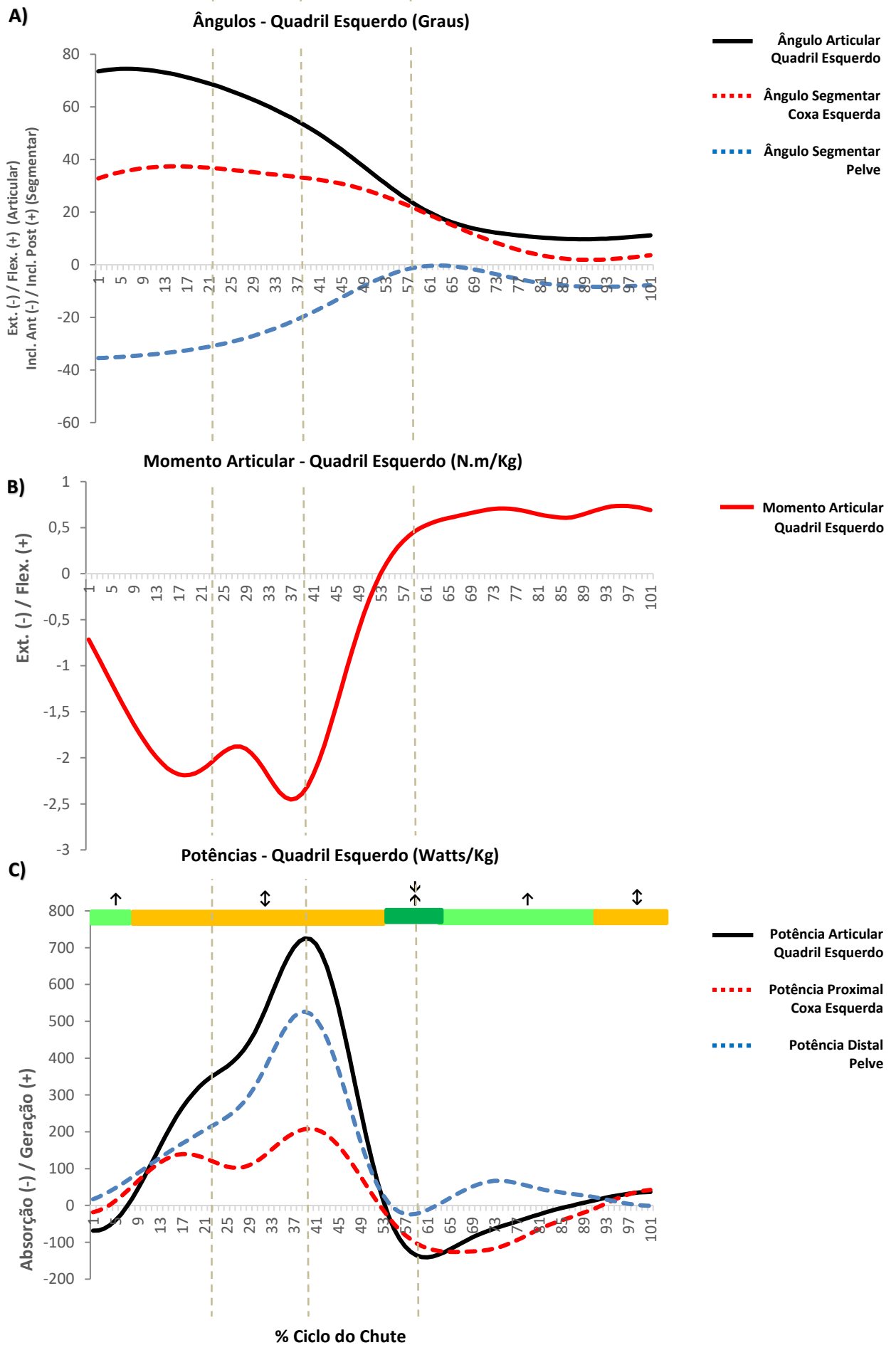
No início da fase de balanço posterior (aproximadamente 0 a 7%), a articulação do quadril esquerdo move-se em flexão. Os segmentos pelve e coxa rodam em uma mesma direção de movimento (inclinação posterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor excêntrico absorve energia da coxa e transfere da coxa para a pelve (GRÁFICO 6).

Entre 8 e 92% do ciclo do chute, aproximadamente, a articulação do quadril esquerdo move-se em extensão. Em um segundo momento da fase de balanço posterior, durante toda a fase de preparação da perna e parte da fase de aceleração da perna (aproximadamente 8 a 53%), os segmentos pelve e coxa rodam em direções opostas de movimento. A pelve move-se em inclinação posterior e a coxa move-se em extensão (i.e inclinação anterior). Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos: $T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular extensor concêntrico gera uma grande quantidade de energia para a pelve, principalmente, e para a coxa. No final da fase de aceleração da perna e no início da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 54 a 62%), os segmentos pelve e coxa continuam a rodar em direções opostas de movimento. A pelve move-se em inclinação posterior e a coxa move-se em inclinação anterior. Contudo, durante esse período do ciclo do chute, há uma transferência excêntrica de energia dos segmentos para articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$. Um momento articular flexor excêntrico absorve energia da coxa, principalmente, e da pelve. Em um segundo momento da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 63 a 92%), os segmentos pelve e coxa voltam a rodar em uma mesma direção de movimento (inclinação anterior). Há uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro por meio da articulação: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor excêntrico absorve energia da coxa e transfere da coxa para a pelve (GRÁFICO 6).

No final da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 93 a 100%), a articulação do quadril esquerdo volta a se mover em flexão. Os segmentos pelve e coxa rodam em direções opostas de movimento. A pelve move-se em inclinação anterior e a coxa move-se em inclinação posterior. Ao longo desse período do ciclo de chute, há uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos: $T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$. Um momento articular flexor concêntrico gera energia para a pelve e para a coxa (GRÁFICO 6).

Gráfico 6: Gráficos mostrando as curvas médias dos ângulos articulares e segmentares (A), momentos articulares (B) e potências articulares e segmentares (C) da articulação do quadril esquerdo durante o chute.

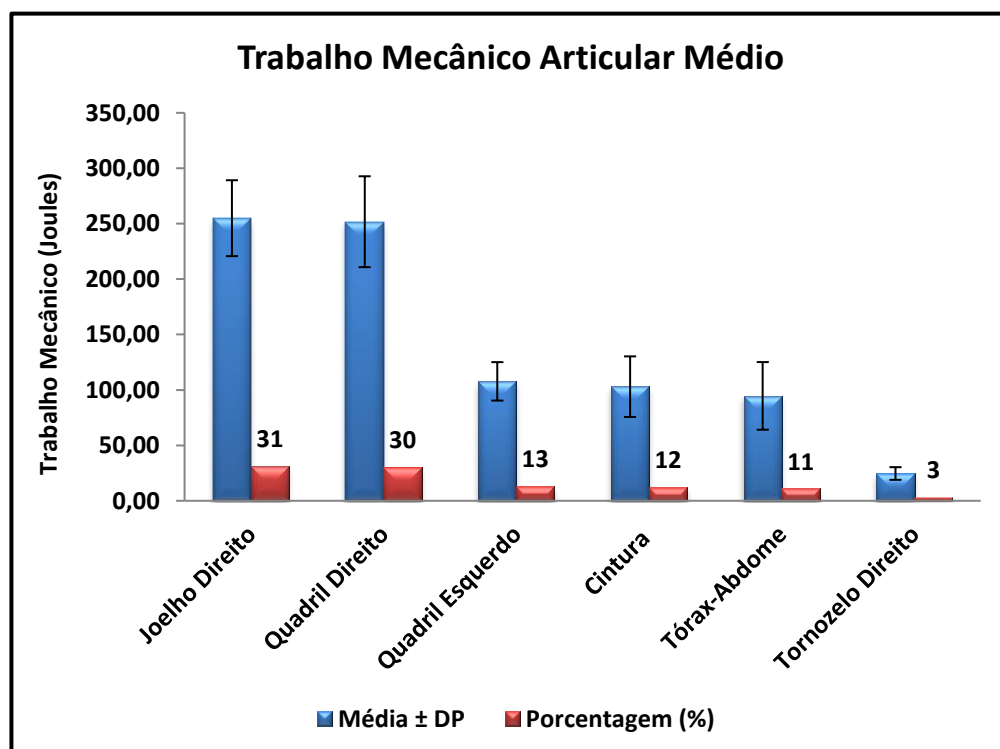
Nota: as linhas verticais tracejadas sobre os gráficos representam a divisão do movimento do chute nas fases: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna. As barras sólidas horizontais na parte superior do gráfico de potência (C) representam as condições de transferência de energia mecânica: amarelo escuro indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos ($T_{conc}(S \leftarrow A \rightarrow S)$); amarelo claro (ausente nesse gráfico) indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$); verde escuro indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \leftarrow S)$); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação ($T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$). As setas indicam a direção do fluxo de energia mecânica entre os segmentos adjacentes da articulação: seta para cima = transferência para o segmento proximal; seta para baixo = transferência para o segmento distal; seta bidirecional para fora = geração de energia para os segmentos proximal e distal; seta bidirecional para dentro = absorção de energia dos segmentos proximal e distal.



3.4 O trabalho mecânico articular

Os resultados referentes ao trabalho mecânico articular médio demonstraram uma maior contribuição energética das articulações do joelho (31%) e quadril (30%) do membro inferior de balanço para os movimentos angulares que levam ao deslocamento anterior desse membro durante o chute no futebol. A articulação do joelho direito realizou um trabalho mecânico médio de $254,95 \pm 34,24$ joules enquanto a articulação do quadril direito realizou um trabalho mecânico médio de $251,78 \pm 41,01$ joules. A terceira maior contribuição energética para o trabalho mecânico corporal foi realizada pela articulação do quadril do membro inferior de apoio, 13% ($107,77 \pm 17,34$ J). No quadrante superior, houve uma contribuição energética ligeiramente maior pelo complexo articular da cintura 12% ($102,95 \pm 27,34$ J) quando comparado ao complexo articular tórax-abdome 11% ($94,64 \pm 30,5$ J). Na articulação do tornozelo direito, houve uma contribuição energética pequena, apenas 3% ($24,63 \pm 5,73$ J) (GRÁFICO 7).

Gráfico 7: Médias, desvios-padrão (DP) e porcentagens do trabalho mecânico realizado pelas articulações para o trabalho mecânico corporal durante o chute de futebol.



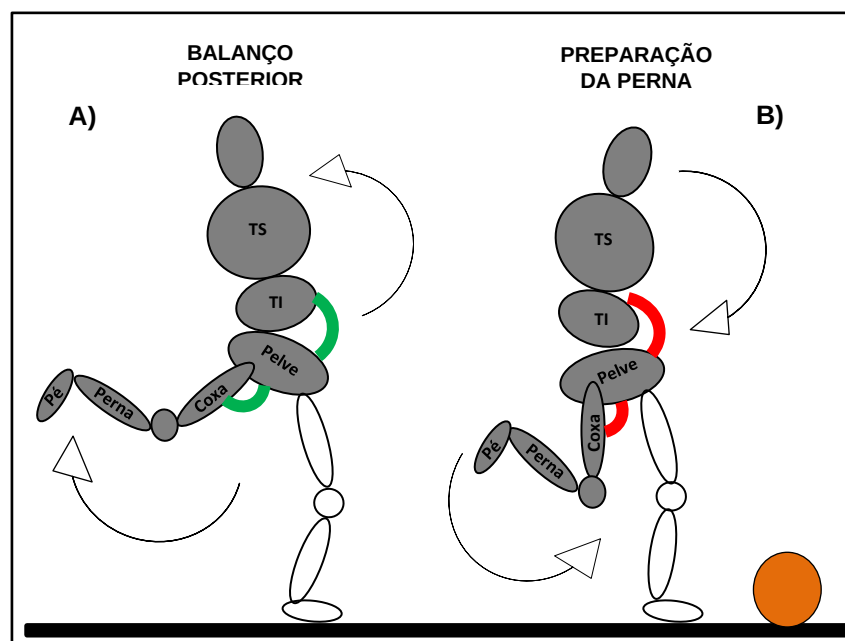
4 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi descrever a participação do tronco nos fluxos de energia mecânica do membro inferior de balanço durante o chute no futebol. Isso foi feito a partir da estimação dos momentos e das potências envolvendo o tronco (tórax e abdome), a pelve, os segmentos dos membros inferiores e as articulações tórax-abdome, cintura, ambos os quadris, joelhos e tornozelos. As direções dos movimentos e momentos articulares, associados aos fluxos de energia mecânica observados nos resultados, demonstraram que o tronco possui contribuição cinética importante para os movimentos do membro inferior de balanço durante o chute. Essa contribuição se deu pelo comportamento do tronco em arco tensional (ou mola) nas fases iniciais do gesto e pela predominante absorção e transferência de energia do tronco para os segmentos inferiores da cadeia cinética, na maior parte do tempo, em favor de um movimento quase pendular. Dessa forma, o tronco é um segmento que contribui para os fluxos de energia mecânica durante o chute, resultando em um deslocamento anterior coordenado do membro inferior de balanço em direção à bola.

As potências observadas nos resultados corroboraram parcialmente com modelos teóricos, em que o tronco participaria durante o chute na formação e liberação de um arco de tensão (como no arco-e-flecha), em uma dinâmica similar à de uma mola (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.* 2011). Segundo esse modelo, em fases iniciais do movimento ocorreriam, predominantemente, absorção e armazenamento de energia nos tecidos moles musculoesqueléticos anteriores. E nas fases subsequentes, ocorreria o retorno de parte dessa energia armazenada, potencializando as forças geradas por contrações musculares concêntricas desses mesmos músculos, com grande transferência de energia para o membro inferior de balanço (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.* 2011). O comportamento em arco tensional (ou mola) foi consistente apenas com as fases de balanço posterior e preparação da perna das articulações da cintura e quadril do membro inferior de balanço (FIGURA 14). Apenas nessas articulações, existiu uma fase em que houve extensão resistida por um momento articular flexor, quando poderia haver acúmulo de energia elástica pelos tecidos moles anteriores (FIGURA 14A). E depois,

uma fase em que houve flexão produzida por um momento articular flexor, quando a energia previamente armazenada nos tecidos moles anteriores poderia estar sendo retornada aos segmentos (FIGURA 14B). O possível papel de arco tensional apresentado pela cintura e quadril do membro de balanço é reforçado pelos resultados quando se observa, inicialmente, um predomínio de absorção de energia pelas articulações na fase de balanço posterior e depois, de adição de energia na fase de preparação da perna (GRÁFICOS 2C e 3C). Além disso, os momentos flexores agindo sobre essas articulações, favoreceram o deslocamento anterior quase pendular do membro inferior de balanço, por meio das inclinações posteriores dos segmentos pelve (retroversão) e coxa (flexão). Entretanto, é importante destacar, que a dinâmica de arco (mola) nessas articulações não permaneceu até o contato do pé com a bola na fase de aceleração da perna, como proposto por esse modelo teórico (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.* 2011) (GRÁFICOS 2C e 3C). Dessa forma, os resultados do presente estudo revelaram que uma dinâmica de arco tensional ocorreu nas articulações da cintura e do quadril do membro inferior de balanço durante o chute, contudo, essa dinâmica de movimentos teve duração mais curta do que o predito pelo modelo teórico.

Figura 14 - Comportamento em arco tensional (ou mola) apresentado pelas articulações da cintura e quadril do membro inferior de balanço durante as fases de balanço posterior (A) e preparação da perna (B) no chute.

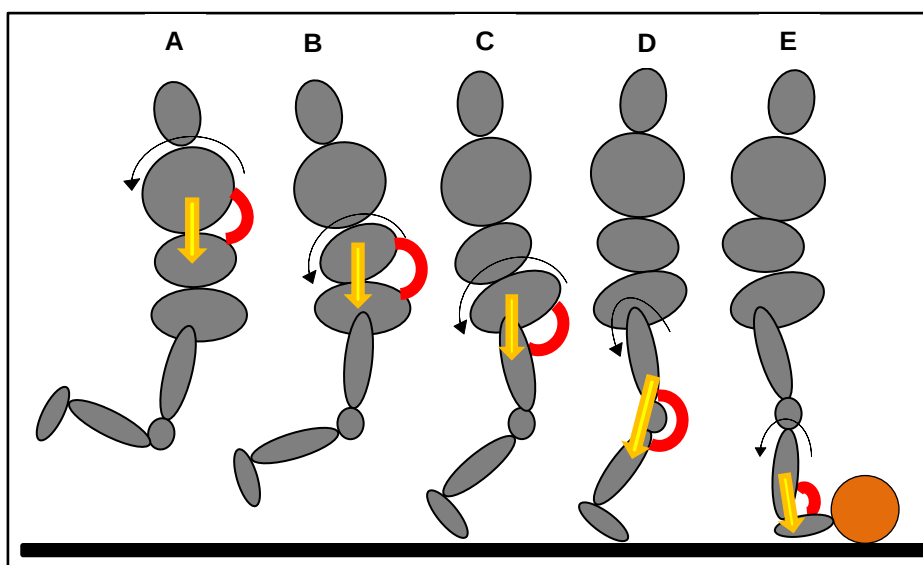


Nota: as setas indicam as direções dos movimentos do tronco (tórax-abdome e cintura) e do quadril do membro inferior de balanço: extensão (A) e flexão (B). Os arcos na cor verde representam o momento articular extensor excêntrico (A) e os arcos na cor vermelha representam o momento articular flexor concêntrico (B), que agem sobre as articulações nessas fases.

Além da possível dinâmica em arco tensional (mola), nas fases de balanço posterior e preparação da perna para o chute, os momentos articulares que resistem ou produzem os movimentos das articulações também transferiram energia instantaneamente entre os segmentos adjacentes (GRÁFICOS 1C à 5C). Os fluxos de energia levaram à inclinação posterior dos segmentos do membro inferior de balanço em um movimento quase pendular, acompanhado pelo deslocamento linear anterior em direção à bola, o que corrobora suposições teóricas anteriores (FONSECA *et al.* 2011). A inclinação posterior dos segmentos do tronco (troncos superior, inferior e pelve), que ocorreu desde o início do chute, parece auxiliar nas inclinações posteriores da coxa, perna e pé que se iniciaram subsequentemente no ciclo, de forma consecutiva (FIGURA 15). Assim, durante o movimento do chute, não só as articulações que apresentaram comportamento de arco tensional (cintura e quadril) auxiliaram no deslocamento anterior do membro inferior de balanço. Dessa forma, os resultados do presente estudo sugerem que o sistema motor explora o movimento de inclinação posterior do tronco, associado a momentos articulares

produzidos pelos tecidos moles anteriores do corpo, para gerar fluxos segmentares de energia em direção inferior (FIGURA 15).

Figura 15 – Ilustração dos movimentos de inclinação posterior dos segmentos, em uma sequência de superior para inferior, associados a momentos articulares produzidos pelos tecidos moles anteriores do corpo, para gerar fluxos de energia em direção inferior que levam ao deslocamento linear anterior do membro inferior de balanço.



Nota: as setas na cor amarela representam a direção súpero-inferior dos fluxos de energia entre os segmentos adjacentes; as setas na cor preta representam o movimento de inclinação posterior do segmento proximal da articulação; os arcos na cor vermelha representam os momentos articulares gerados pelos tecidos moles anteriores do corpo. As letras A, B, C, D e E representam as situações ocorridas nas articulações ao longo do ciclo do chute.

Na dinâmica explicitada acima, o momento flexor excêntrico na articulação tórax-abdome transferiu energia do tronco superior para o tronco inferior, acelerando o tronco inferior em inclinação posterior (aproximadamente de 11% a 35% do ciclo do chute) (FIGURA 15A). Simultaneamente, o momento de flexão na articulação da cintura, no início excêntrico e depois concêntrico, transferiu energia do tronco inferior para a pelve, acelerando a pelve em inclinação posterior (retroversão) (FIGURA 15B). Nessa situação, a inclinação posterior do tronco inferior, favorecida pelo momento articular flexor no tórax-abdome, foi essencial para que a direção do fluxo de energia feito pelo momento articular na cintura fosse de superior para inferior, acelerando a retroversão pélvica. Um pouco mais tarde no ciclo do chute (aproximadamente de 23% a 48% do ciclo), o momento flexor concêntrico na

articulação do quadril do membro de balanço transferiu energia da pelve para a coxa nas fases de preparação e aceleração da perna, favorecendo a aceleração da coxa em inclinação posterior (flexão) (FIGURA 15C). A retroversão da pelve, favorecida pelo momento articular flexor na cintura, foi essencial para que a direção do fluxo de energia feito pelo momento articular no quadril fosse de superior para inferior, acelerando a flexão da coxa. Ainda um pouco mais tarde no ciclo do chute (aproximadamente de 33% a 45% do ciclo), o momento extensor excêntrico do joelho transferiu energia da coxa para a perna, acelerando a perna em inclinação posterior (extensão) (FIGURA 15D). A inclinação posterior da coxa, favorecida pelo momento flexor no quadril, foi essencial para que a direção do fluxo de energia fosse de superior para inferior, acelerando a extensão da perna. A partir do final da fase de preparação da perna até a fase de desaceleração da perna (aproximadamente de 33% a 79% do ciclo do chute), o momento dorsiflexor concêntrico na articulação do tornozelo transferiu energia da perna para o pé, acelerando o pé em inclinação posterior (dorsiflexão) (FIGURA 15E). A inclinação posterior da perna, favorecida pelo momento extensor no joelho, foi essencial para que a direção do fluxo de energia fosse de superior para inferior, acelerando a dorsiflexão do pé. Esses resultados revelam que existem “janelas de tempo” no ciclo do chute, em que há um fluxo de energia do segmento superior em direção ao segmento inferior, começando pelo tronco superior (FIGURA 15). Esse fluxo descendente de energia favoreceu as inclinações posteriores dos segmentos do membro inferior de balanço que levaram a um movimento quase pendular desse membro. Dessa forma, o tronco é explorado como uma continuação de um longo “pêndulo segmentado” formado pelos segmentos do membro inferior de balanço, que gera o deslocamento anterior do pé em direção à bola de futebol.

Pode-se destacar também, a influência do tronco na dinâmica de arco tensional ocorrida no quadril do membro inferior de balanço, a segunda articulação que mais gerou trabalho mecânico durante o chute (30%) (GRÁFICO 7). Na fase de balanço posterior (aproximadamente de 13% a 22% do ciclo do chute), o tronco participou dos movimentos, momentos e fluxos de energia da articulação do quadril do membro de balanço, devido a sua influência sobre a aceleração angular da pelve, contribuindo para o deslocamento posterior (i.e inclinação anterior dos segmentos) e a preparação da perna de chute. Considerando que houve um momento articular

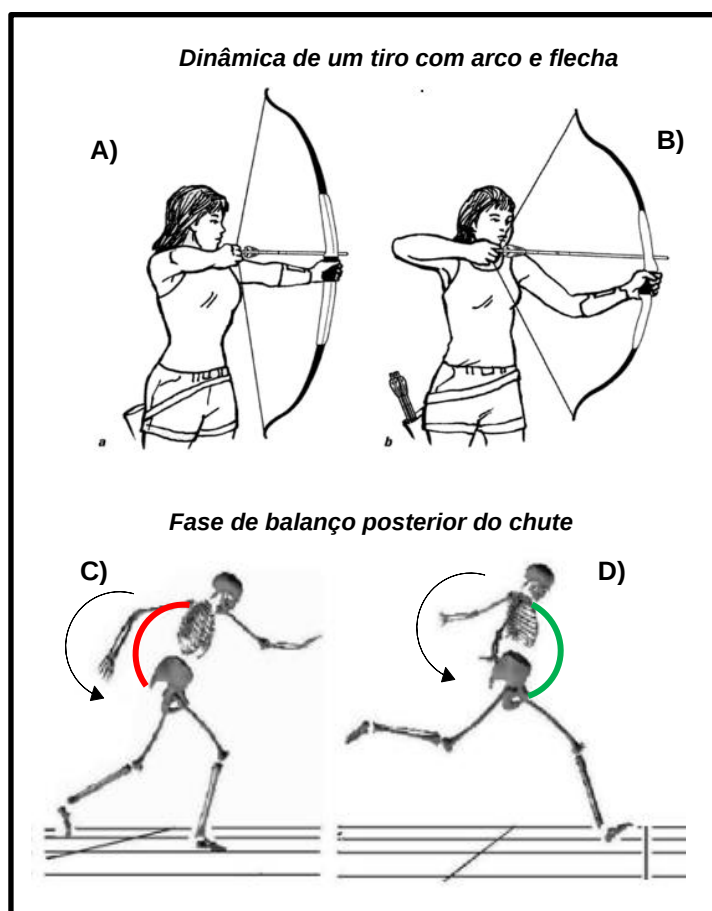
flexor excêntrico no quadril e que a coxa se encontrava em movimento de inclinação anterior (extensão) (GRÁFICOS 3A e 3B), os tecidos moles anteriores do quadril, especialmente os músculos flexores do quadril, absorveram energia tanto da pelve quanto da coxa e, possivelmente, armazenaram parte dessa energia (GRÁFICO 3C). Logo, a aceleração da retroversão da pelve realizada pela articulação da cintura no tronco foi essencial para que o momento articular flexor do quadril fosse excêntrico, o que ocorreu durante a extensão do quadril e da coxa, para possivelmente armazenar certa quantidade de energia nos tecidos moles flexores do quadril. Nesse instante, o tronco funcionou como uma “ancoragem” para a pelve não realizar inclinação anterior (anteversão), que seria resultante do grande momento articular de flexão do quadril. Dessa forma, a extensão do quadril e o alongamento dos tecidos moles flexores do quadril foram otimizados pelo tronco, preparando a articulação do quadril para levar o membro inferior de balanço à frente, subsequentemente.

A possível exploração do movimento de inclinação posterior do tronco pelo sistema motor é reforçada pela presença de momentos extensores concêntricos nas articulações tórax-abdome e cintura. No início da fase de balanço posterior do chute (aproximadamente de 0% a 12% do ciclo), o momento extensor concêntrico agindo sobre essas articulações gerou energia cinética para os troncos superior e inferior (GRÁFICOS 1B, 1C, 2B e 2C). Simultaneamente, energia foi transferida da pelve para o tronco inferior e desse para o tronco superior, levando a uma transferência ascendente de energia pelve→tronco. Tais momentos aceleraram a inclinação posterior inicial dos troncos superior e inferior e prepararam o tronco, de maneira antecipatória, para a formação do arco de tensão. Contudo, esses momentos e fluxos de energia não foram de grande magnitude, o que indica que parte da inclinação posterior dos segmentos do tronco e da extensão de suas articulações pode ter sido gerado por outros mecanismos. Por exemplo, um possível efeito da aceleração linear anterior da pelve em relação aos segmentos do tronco, com consequente extensão das articulações, gerado pela impulsão do corpo no início do chute (impulsão realizada pelo membro de balanço, antes do contato inicial do membro de apoio). Entretanto, mesmo que pequenos, os momentos extensores concêntricos foram identificados nas articulações tórax-abdome e cintura. Esses fluxos de energia aceleraram a inclinação posterior dos troncos superior e inferior

que, posteriormente, favorece as inclinações posteriores dos segmentos do membro inferior de balanço, tanto no fluxo de energia inter-segmentar quanto na dinâmica de arco tensional (i.e fluxos de energia entre articulação e segmentos).

Esses movimentos e momentos articulares do tronco e da articulação do quadril do membro inferior de balanço, associados aos fluxos de energia mecânica observados na fase de balanço posterior, podem ser comparados à dinâmica de um “tiro com arco e flecha”, em que na fase de armação (i.e carregamento) do arco, o arqueiro puxa completamente sua corda elástica, produzindo máximo alongamento e tensão (GANTER *et al.* 2011; FEDERAÇÃO MINEIRA DE ARCO E FLECHA, 2017) (FIGURA 16, de A a B). Em analogia ao chute de futebol, no início da fase de balanço posterior (aproximadamente de 0% a 12% do ciclo), o momento articular extensor concêntrico produzido pelos tecidos moles posteriores, estaria assumindo um papel funcional similar ao do arqueiro que prepara o arco (FIGURA 16C). No restante da fase de balanço posterior (aproximadamente de 13 a 22% do ciclo), os movimentos de extensão do tronco (tórax-abdome e cintura) e do quadril do membro de balanço e o alongamento dos tecidos moles anteriores, associados ao momento articular flexor excêntrico produzido por esses tecidos, estariam assumindo um papel funcional similar ao do arco sendo armado (FIGURA 16D).

Figura 16 – Comparação ilustrativa dos movimentos e momentos ocorridos na fase de balanço posterior do chute com a dinâmica de um tiro com arco e flecha.



De A a B - Fase de armação (carregamento) do arco; C - Armação feita pelos momentos extensores concêntricos, fazendo o papel do atirador preparando o arco (A a B); D - Formação do arco de tensão devido ao movimento de extensão do tronco associado ao alongamento dos tecidos moles anteriores e o momento articular flexor excêntrico, fazendo o papel do arco sendo armado (A a B). Nota: a seta na cor preta representa o movimento de extensão do tronco; o arco na cor vermelha representa o momento articular extensor concêntrico e o arco na cor verde representa o momento articular flexor excêntrico. Fonte: modificado de SHAN; WESTERHOFF, 2005.

Os resultados do presente estudo revelaram que na fase de aceleração da perna, os momentos articulares do tronco absorveram grande quantidade de energia dos segmentos, especialmente o momento da articulação da cintura que, por sua vez, retirou energia da pelve enquanto esse segmento realizava inclinação posterior (retroversão) (GRÁFICOS 1C e 2C). Essa grande quantidade de energia absorvida pode ter sido utilizada para desacelerar a flexão anterior do tronco e estabilizar o deslocamento anterior do corpo antes do impacto do pé com a bola. Considerando que o corpo do jogador de futebol é deslocado anteriormente com importante velocidade linear durante sua corrida de abordagem em direção à bola (LEES *et al.*,

2010), e que seu movimento é bruscamente retardado após o contato do pé de suporte com o solo (LEES *et al.*, 2010), é razoável especular que os tecidos moles posteriores que conectam o tronco à pelve estariam resistindo à tendência do quadrante superior do corpo em continuar seu deslocamento linear anterior por inércia, devido a sua grande quantidade de massa. O tronco estaria, assim, contribuindo para a estabilização central do corpo, criando uma base proximal estável para permitir uma mobilidade distal adequada (KIBLER *et al.*, 2006). Além disso, apesar de o tronco ter absorvido uma expressiva quantidade de energia da pelve, desacelerando seu movimento de retroversão durante essa fase, isso não anula a importância do seu papel cinético em contribuir para levar o membro inferior de balanço à frente ao longo do movimento do chute. É relevante destacar a grande contribuição do tronco para essa função nas fases anteriores (balanço posterior e parte da fase de preparação da perna – aproximadamente de 13% a 34% do ciclo do chute), por meio da transferência de energia dos segmentos superiores aos inferiores e por meio de adição de energia aos segmentos (GRÁFICOS 1C e 2C). Portanto, esses resultados indicam que a adição de energia feita pelos momentos articulares do tórax-abdome e da cintura foi suficiente para gerar os movimentos de inclinação posterior que acontecem na fase de aceleração da perna e que devem, portanto, ser controlados (veja as inclinações posteriores dos segmentos nos GRÁFICOS 1A e 2A).

Uma absorção de energia mecânica antes do contato do pé com a bola também foi observada nas articulações do quadril e joelho, porém em instantes mais tardios do ciclo, em uma sequência temporal súpero-inferior similar à da aceleração posterior dos segmentos explicada anteriormente (GRÁFICOS 3C e 4C). Esses achados, junto com a absorção realizada no tronco, reforçam a importância de controlar os movimentos dos segmentos antes mesmo do contato com a bola, o que dura até o fim do ciclo do chute, na fase de desaceleração da perna. É importante lembrar que, mesmo que a instrução dada aos participantes fosse de chutar a bola com a maior força possível, existem outros objetivos (ou requerimentos) envolvidos na tarefa de chute, como (a) a manutenção de estabilidade postural até a finalização do chute para evitar uma possível queda, por exemplo, e (b) certa precisão da direção da bola, que deveria acertar o “gol” em frente. Esses requerimentos podem levar à necessidade de controlar a aceleração dos movimentos de inclinação

posterior associados ao deslocamento linear anterior desses segmentos. Assim, o tronco parece auxiliar na aceleração dos segmentos com adição de energia nos primeiros instantes do chute (na sequência supero-inferior explicada) e, logo após, iniciar a desaceleração desses segmentos com absorção de energia, mesmo antes do contato do pé com a bola. Isso é reforçado pelo fato de, na fase de aceleração da perna, os segmentos do membro inferior de balanço não sofrerem notável aceleração angular (curvas de posição segmentar são quase lineares, mostrando velocidade quase constante, nessa fase - GRÁFICOS 3A, 4A e 5A). Esses dados destacam a relevância da energia cinética previamente adicionada a esses segmentos, com importante participação do tronco.

Os resultados também indicaram que o quadril do membro inferior de apoio participou dos fluxos de energia que favorecem a inclinação posterior da pelve (retroversão), que então auxilia no movimento quase pendular do membro inferior de balanço. Foi observado que houve um grande momento articular extensor no quadril de apoio, que adicionou energia à pelve durante quase todo o ciclo do chute, até antes do contato com a bola (GRÁFICOS 6B e 6C). Esse fluxo de energia foi pronunciado nas fases de preparação e aceleração da perna. Na fase de preparação da perna, esse papel do quadril de apoio foi complementar ao momento flexor na articulação da cintura, que também adicionou energia cinética à pelve acelerando sua inclinação posterior (retroversão) (GRÁFICOS 2B e 2C). Em contraposição ao momento flexor no quadril de balanço, que retirou energia da pelve e transferiu para a coxa (GRÁFICOS 3B e 3C). Dado o exposto, um fluxo total positivo de energia para pelve promoveu sua aceleração nesta fase, fato esse reforçado, por meio da mudança ascendente da inclinação da curva de posição pélvica (GRÁFICOS 2A, 3A e 6A). Desta forma, houve simultaneamente no corpo, uma transferência de energia do quadril do membro inferior de apoio para a pelve e da pelve para a coxa do membro inferior de balanço, sugerindo uma transferência quadril de apoio → quadril de balanço, otimizando a aceleração da flexão do quadril para levar o membro inferior de chute à frente. Subsequentemente, na fase de aceleração da perna, o momento extensor do quadril de apoio continuou adicionando energia à pelve em favor da retroversão, até antes do contato do pé com a bola (GRÁFICOS 6B e 6C). Essa adição de energia foi equilibrada pelos fluxos de energia nas articulações da cintura e do quadril de balanço, que absorveram energia da pelve, o que tendeu a

manter constante a velocidade de retroversão da pelve nessa fase (GRÁFICOS 2C e 3C). Assim, os momentos das articulações da cintura e dos quadris parecem ser complementares para a produção da retroversão pélvica de maneira controlada, ao longo do movimento de chute.

Após o impacto do pé com a bola, na fase de desaceleração da perna, ocorreu a etapa de amortecimento do chute, com retirada de energia mecânica dos segmentos pelos tecidos moles posteriores e desaceleração dos movimentos. De acordo com os resultados do presente estudo, o momento extensor excêntrico na articulação tórax-abdome absorveu energia do tronco superior e transferiu do tronco superior para o tronco inferior (GRÁFICOS 1B e 1C). Ao mesmo tempo, na articulação da cintura, o momento extensor excêntrico absorveu energia do tronco inferior e transferiu para a pelve (GRÁFICOS 2B e 2C). Assim, as inclinações anteriores (flexões) dos troncos superior e inferior foram desaceleradas. Simultaneamente, na articulação do quadril do membro inferior de balanço, o momento articular extensor excêntrico absorveu uma grande quantidade de energia da pelve e da coxa, principalmente (GRÁFICOS 3B e 3C). Na articulação do joelho, o momento articular flexor excêntrico absorveu energia da perna e transferiu para a coxa (GRÁFICOS 4B e 4C). Esses momentos no quadril e no joelho desaceleraram, então, a inclinação anterior da pelve e as inclinações posteriores da coxa e da perna. Portanto, a tensão passiva e a viscosidade das estruturas miofasciais e as contrações excêntricas dos músculos posteriores das articulações do tronco (tórax-abdome e cintura), quadril e joelho permitiram a função de amortecimento do sistema musculoesquelético durante o chute. E assim, desaceleraram os movimentos de flexão do tronco, da coxa e da perna, absorvendo energia desses segmentos e possivelmente, armazenando e/ou dissipando parte dessa energia captada.

Outro resultado importante identificado no presente estudo foi a predominância de momentos articulares excêntricos durante os movimentos das articulações, demonstrando que os músculos antagonistas aos movimentos articulares são mais recrutados e ativados que os músculos agonistas no chute de futebol. Fato esse reforçado pelo maior número de barras nas cores verde claro e escuro nos gráficos de potência dos resultados (GRÁFICOS 1C à 6C). Essa

interpretação corrobora com outros estudos que demonstraram o “Paradoxo do Futebol”, em que a atividade muscular está presente quando o músculo está agindo como um antagonista ao movimento articular (ROBERTSON; MOSHER, 1985; DE PROFT *et al.*, 1988; PUTNAM, 1991; CERRAH *et al.*, 2011). O estudo de De Proft *et al.* (1988) mostrou que a atividade do quadríceps foi maior durante as fases de balanço posterior e preparação da perna, quando era antagonista ao movimento e, os isquiotibiais eram mais ativos durante a fase de aceleração da perna, quando eram antagônicos ao movimento. Cerrah *et al.* (2011) utilizaram eletromiografia para avaliar padrões de ativação muscular durante o chute, demonstrando uma maior atividade muscular antagonista durante a extensão do quadril na fase de balanço posterior e, durante a extensão do joelho na fase de aceleração da perna. Robertson e Mosher (1985) relataram ausência de atividade extensora do joelho próximo ao momento de impacto com a bola. Portanto, esses resultados indicam que o chute é um gesto com mais momentos excêntricos do que concêntricos, e que as contrações excêntricas e alongamentos teciduais têm papel fundamental na absorção e transferência de energia para os segmentos ao longo da cadeia cinética e possivelmente, no armazenamento de parte dessa energia. Nessa perspectiva, a integridade dos tecidos e o desempenho adequado do atleta no chute dependem diretamente da capacidade do sistema musculoesquelético em lidar com as funções de contração muscular ativa e de alongamento tecidual.

Os achados do presente estudo também podem ajudar a compreender a ocorrência de algumas lesões do sistema musculoesquelético. Condições patológicas relacionadas ao chute podem ocorrer devido a um desequilíbrio entre a quantidade de stress imposta ao tecido (Demanda) e a habilidade deste para lidar com esse stress (Capacidade). Especificamente, quando a demanda de estresse aplicada sobre os tecidos musculoesqueléticos no contexto da atividade do chute excede a sua capacidade (i.e níveis adequados de força, rigidez, flexibilidade e resistência) em resistir a essa demanda, condições patológicas podem se desenvolver (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Os achados do presente estudo sugerem a presença de demandas para tecidos que produzem os momentos articulares descritos. Tais condições patológicas também podem estar em algumas situações, relacionadas a fluxos de energia inapropriados entre o quadrante superior do corpo e o membro inferior de balanço, impondo demandas aumentadas

sobre as estruturas lombopélvicas, do quadril, joelho e/ou tornozelo (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Sendo assim, as definições de capacidade e demanda, juntamente com as descrições dos fluxos de energia mecânica predominantes no chute, trazem a oportunidade de explorar possíveis explicações teóricas de demandas de estresse que podem levar a lesões típicas do chute de futebol.

Durante a etapa de mola do chute, por exemplo, uma participação deficitária do tronco nos fluxos de energia para pelve e o quadril do membro inferior de balanço poderia resultar em uma sobrecarga nas articulações, músculos e outros tecidos moles distais do quadril e joelho do membro de balanço. Uma fraqueza excêntrica e/ou diminuição da rigidez passiva dos músculos abdominais poderia resultar em um aumento local do momento flexor excêntrico do quadril, para manter uma mesma potência de chute (GARRET, 1990; FONSECA *et al.*, 2011). Como resultado, lesões como estiramentos de reto femoral, flexores e adutores do quadril podem acontecer (VINCENT *et al.*, 2001; STRAW *et al.*, 2003; VOLPI *et al.*, 2004; KARY, 2010; FONSECA *et al.*, 2011). Ademais, uma contribuição insuficiente do tronco para os fluxos de energia durante as fases de preparação e aceleração da perna poderia resultar em um aumento local do momento flexor concêntrico do quadril para acelerar a flexão da coxa e, do momento extensor concêntrico do joelho para acelerar a flexão da perna (FONSECA *et al.*, 2011). Esse aumento da ativação e recrutamento muscular local ampliaria a possibilidade do desenvolvimento de tendinopatias na inserção proximal ou distal desses músculos e processos patológicos articulares no quadril e pelve (GILMORE, 1998; VINCENT *et al.*, 2001; VOLPI *et al.*, 2004; FONSECA *et al.*, 2011). Além disso, levando-se em consideração os momentos articulares e fluxos de energia observados nos resultados, a grande demanda local imposta a esses tecidos pelos movimentos do chute durante as fases supracitadas, por si só, é suficiente para gerar considerável sobrecarga e, portanto, podem ajudar a explicar a incidência dessas lesões (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011).

Na fase de aceleração da perna, uma grande demanda de estresse local foi imposta aos tecidos moles posteriores do tronco. No complexo articular tórax-abdome, uma quantidade expressiva de energia foi absorvida do tronco superior e

transferida ao tronco inferior (GRÁFICO 1C). Simultaneamente, no complexo articular da cintura, uma quantidade expressiva de energia foi absorvida da pelve e do tronco inferior (GRÁFICO 2C). Assim, essa grande demanda local imposta pela tarefa aos tecidos moles posteriores do tronco e da pelve para controlar tais movimentos, pode ser associada à alta frequência de dores nas costas em jogadores de futebol (SHAH *et al.*, 2014; HAAG *et al.*, 2016). Força, rigidez e flexibilidade desses tecidos é essencial para prover capacidade ao sistema musculoesquelético para lidar com essas sobrecargas nesta fase do chute (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Além disso, uma deficiência (i.e fraqueza excêntrica, baixa rigidez e flexibilidade muscular) desses recursos corporais dinâmicos poderia sobrecarregar outras estruturas da coluna como o disco intervertebral, facetas articulares, ligamentos e músculos (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Consequentemente, lesões por excesso de uso (i.e *overuse*) ou alterações degenerativas nas regiões tóraco-lombar e lombo-pélvica podem levar também, ao surgimento de dores nas costas dos jogadores (LUNDIN *et al.*, 2001; BARANTO *et al.*, 2009).

Finalmente, durante a fase de desaceleração da perna, uma grande quantidade de energia foi absorvida do tronco, da pelve e segmentos inferiores pelos tecidos moles posteriores. Como destacado anteriormente, essa grande demanda de estresse local imposta aos tecidos moles posteriores pela tarefa de chute para controlar tais movimentos, por si só, pode contribuir para o surgimento de dores nas costas em jogadores de futebol (SHAH *et al.*, 2014; HAAG *et al.*, 2016) ou contribuir para a ocorrência de lesões como o estiramento de isquiotibiais (WOODS *et al.*, 2004; CROSS *et al.*, 2013; SCHUERMANS *et al.*, 2017). Além disso, uma deficiência na capacidade dos tecidos moles posteriores do tronco e da pelve (i.e fraqueza excêntrica, baixa rigidez e flexibilidade) em lidar com essa grande demanda (FONSECA *et al.*, 2007), poderia resultar em um aumento local do momento de extensão do quadril para desacelerar a flexão da coxa e, do momento de flexão do joelho para desacelerar a flexão da perna (FONSECA *et al.*, 2011). Tais acontecimentos podem requerer atividade excêntrica excessiva dos músculos isquiotibiais para absorver e possivelmente dissipar energia e, assim, desacelerar o deslocamento anterior do membro inferior de balanço (WOODS *et al.*, 2004; FONSECA *et al.*, 2011). Como resultado, lesões como o estiramento de isquiotibiais,

podem acontecer (WOODS *et al.*, 2004; CROSS *et al.*, 2013; SCHUERMANS *et al.*, 2017).

É importante reconhecer que o método de dinâmica inversa estima apenas os momentos articulares líquidos necessários para gerar a cinemática observada (ROBERTSON *et al.*, 2014). Portanto, esse método não fornece informações específicas sobre quais tecidos ativos ou passivos estão contribuindo para os movimentos e momentos articulares ocorridos durante o chute. Sendo assim, nossos resultados apenas sugerem demandas para alguns músculos e/ou tecidos passivos específicos durante a realização desse gesto esportivo. Além disso, os resultados do presente estudo não fornecem informações sobre dissipação, armazenamento e/ou reutilização de energia potencial elástica pelos tecidos, mas propõem raciocínios dedutivos que reforçam essa suposição.

Vale ressaltar também, que os cálculos de trabalho mecânico articular realizados no presente estudo são diferentes daqueles tradicionalmente usados por outros autores, que calcularam apenas o trabalho relacionado à potência articular (ROBERTSON; WINTER, 1980; WINTER, 1983; ROBERTSON; MOSHER, 1985). Esses estudos fornecem informações sobre o trabalho articular positivo e negativo. Entretanto, como as potências segmentares não são consideradas, não é possível contabilizar o trabalho realizado pelo momento articular para transferir energia entre segmentos adjacentes (WINTER; ROBERTSON, 1978; ROBERTSON; WINTER, 1980; WINTER, 1983). Além disso, esses estudos não utilizaram os valores absolutos das curvas de potência articular e, assim, não evitaram que os valores de trabalho positivo (geração de energia) e negativo (absorção de energia) se cancelassem mutuamente (WINTER, 2009), o que pode resultar em uma perda de informação sobre o trabalho articular realizado. Tendo em vista esses aspectos, o trabalho mecânico articular reportado por outros autores podem apresentar valores resultantes diferentes dos encontrados no presente estudo (ROBERTSON; MOSHER, 1985). Dessa forma, os cálculos de trabalho mecânico articular desenvolvidos nesse estudo podem ser considerados uma excelente maneira de representar a quantidade de energia despendida por uma articulação para produção de movimento, porque levam em consideração a geração e absorção de energia

pelo momento articular, bem como a transferência de energia entre segmentos adjacentes também realizada pelo momento.

Este estudo apresentou algumas limitações que devem ser apontadas. Em relação à coleta de dados, não foi utilizado nenhum método para mensuração da velocidade da bola. Seus resultados poderiam ter sido utilizados como controle do desempenho máximo dos participantes em diferentes chutes. Isso porque a velocidade da bola é o principal indicador de sucesso do chute e os seus resultados podem ser influenciados pela força e potência muscular dos jogadores (KELLIS; KATIS, 2007). Além disso, para o rastreamento dos movimentos do pé em relação à perna e do pé em relação ao laboratório, os participantes utilizaram um *cluster* rígido posicionado na porção lateral do pé sobre o calçado habitual (i.e chuteira). Tal procedimento poderia alterar os dados cinemáticos e cinéticos relacionados aos movimentos reais do pé. Contudo, essa padronização foi necessária para a captação adequada dos sinais emitidos pelos marcadores ativos e o rastreamento desses segmentos. Outra limitação desse estudo foi não utilizar de medidas de eletromiografia para mensurar o padrão de ativação muscular e acrescentar informações sobre quais músculos estariam contribuindo ao certo para os movimentos. Apesar de o objetivo do presente estudo ser estimar os momentos líquidos e potências envolvendo o tronco e os segmentos inferiores para descrever a participação do tronco nos fluxos de energia mecânica durante o chute no futebol. No que se refere à população e a amostra, os resultados desse estudo podem ser generalizados apenas para homens, praticantes amadores de futebol, com idade entre 18 e 35 anos. Além disso, é importante destacar que os achados são aplicáveis para situações de chute com força máxima e bola parada, em que o contato do pé com a bola foi realizado com o dorso do pé (*instep-kick*).

Levando-se em consideração todos os argumentos apresentados, percebe-se que os movimentos, momentos e fluxos de energia dos segmentos do membro inferior de balanço são influenciados pelas articulações do tronco (tórax-abdome e cintura) e do quadril do membro inferior de apoio. Portanto, apesar de a maioria das análises biomecânicas prévias sobre o chute no futebol concentrarem exclusivamente na descrição dos movimentos e forças envolvidas no membro inferior de balanço (NUNOME *et al.*, 2002; DORGE *et al.*, 2002; BARFIELD *et al.*, 2002

NUNOME *et al.*, 2006), os presentes resultados mostram que o chute é um movimento coordenado multi-articular, que envolve a contribuição energética do quadrante superior do corpo e do membro inferior de apoio para sua efetiva realização. Fato esse reforçado pelos resultados referentes ao trabalho mecânico total realizado por cada articulação para o trabalho mecânico corporal durante o chute. A contribuição do tronco representa 23% (tórax-abdome = 11% e cintura = 12%) e a contribuição do quadril do membro inferior de apoio 13% do total de trabalho das articulações (GRÁFICO 7). Esses dados indicam que a função de músculos e tecidos do tronco, além do quadril de apoio, deve ser considerada em abordagens de profissionais que lidam com praticantes de futebol, seja com foco em desempenho ou em prevenção e reabilitação de lesões.

5 CONCLUSÃO

Este estudo realizou uma análise de fluxos de energia mecânica envolvendo segmentos e articulações que participam dos movimentos angulares que levam o pé em contato com a bola durante o chute do futebol. Foram analisados especificamente o tronco, o membro inferior de balanço e o quadril do membro inferior de apoio. As direções dos movimentos e momentos articulares, associados aos fluxos de energia observados, demonstraram que o tronco possui contribuição cinética importante para os movimentos do membro inferior de balanço. O tronco parece ser explorado pelo sistema motor nas fases iniciais do gesto (balanço posterior e preparação da perna) para gerar fluxos de energia em sentido inferior que favorecem as inclinações posteriores dos segmentos do membro inferior de balanço em um movimento quase pendular, acompanhado pelo deslocamento linear anterior desse membro em direção à bola. Os resultados corroboram a presença de uma dinâmica similar à de um “arco tensional (ou mola)” nas articulações da cintura e quadril, e de um grande “pêndulo segmentado” cujos segmentos superiores (do tronco) são inclinados posteriormente para levar ao mesmo movimento angular dos segmentos inferiores, subsequentemente. Além disso, o quadril do membro inferior de apoio contribuiu significativamente com um fluxo de energia relacionado à produção do movimento pélvico que participa do alcance à bola. Nas fases posteriores (aceleração e desaceleração da perna), as articulações do tronco também participaram da retirada de energia dos segmentos corporais. Sendo assim, os resultados deste estudo demonstram, para pesquisadores e profissionais de saúde e desempenho, os papéis cinéticos de segmentos e articulações até então não revelados durante o chute do futebol. Essas descrições trazem a oportunidade de explorar possíveis implicações teóricas e práticas como (a) a explicação de demandas de estresse que podem levar a lesões típicas do chute e (b) a consideração, na prática clínica, da parte superior do corpo com os objetivos de prevenir e/ou tratar lesões musculoesqueléticas. Estudos futuros ainda devem explorar essas possíveis implicações.

REFERÊNCIAS

- ANDERSEN, T. B.; DÖRGE, H. C. The influence of speed of approach and accuracy constraint on the maximal speed of the ball in soccer kicking. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 21, n. 1, p. 79–84, 2011.
- APRIANTONO, T. *et al.* 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.
- ASSIS, M. A. **Efeito do fortalecimento de músculos do membro superior e tronco sobre a cinemática e desempenho na tarefa de chute**. 2013. 68f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.
- AUGUSTUS, S.; MUNDY, P.; SMITH, N. Support leg action can contribute to maximal instep soccer kick performance: an intervention study. **Journal of Sports Sciences**, p. 1–10, March 2016.
- BARANTO, A. *et al.* Back pain and MRI changes in the thoraco-lumbar spine of top athletes in four different sports: A 15-year follow-up study. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 17, n. 9, p. 1125–1134, 2009.
- BARFIELD, W. R.; KIRKENDALL, D. T.; YU, B. Kinematic Instep Kicking Differences Between Elite Female and Male Soccer Players. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 1, p. 72–79, 2002.
- BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Human Movement Science**, v. 8, n. 1, p. 3–16, 1989.
- BLANA, D. *et al.* A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 8, p. 1714–1721, 2008.
- BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 1982.
- BORHANI, M.; MCGREGOR, A. H.; BULL, A. M. J. An alternative technical marker set for the pelvis is more repeatable than the standard pelvic marker set. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 1032–1037, 2013.
- BROPHY, R. H. *et al.* Lower Extremity Muscle Activation and Alignment During the Soccer Instep and Side-foot Kicks. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 5, p. 260–268, 2007.
- BRUENING, D. A.; COONEY, K. M.; BUCZEK, F. L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. **Gait and Posture**, v. 35, n. 4, p. 529–534, 2012.
- CAPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1:

theoretical background. **Gait and Posture**, v. 21, n. 2, p. 186-196, 2005.

CAPPOZZO, A. *et al.* Surface-maker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 44, n. 12, p. 1165–1174, 1997.

CAPPOZZO, A. *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 4, p. 171–178, 1995.

CASAMICHANA, D. *et al.* Relationship between indicators of training load in soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 2, p. 369–374, 2013.

CERRAH, A. O. *et al.* Muscular activation patterns during the soccer in-step kick. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 19, n. 3, p. 181–190, 2011.

C-MOTION VISUAL 3D DOCUMENTATION, 2013. Tutorial: Model Based Item: Joint Moment. Disponível em: https://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php/Model_Based_Item:_JOINT_MOMENT.

C-MOTION VISUAL 3D DOCUMENTATION, 2015a. Tutorial: Foot and Ankle Angles. Disponível em: http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.phd?title=Tutorial:_Foot_and_Ankle_Angles.

C-MOTION VISUAL 3D DOCUMENTATION, 2015b. Tutorial: Interpolate. Disponível em: <https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Interpolate/pt>.

CODAMOTION WIKI DOCUMENTATION, 2017. Tutorial: Odin Reference Guide. Disponível em: http://codamotion.com/CodaWiki/index.php?title=ODIN_Reference_Guide.

CROSS, K. M. *et al.* Comparison of hamstring strain injury rates between male and female intercollegiate soccer athletes. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 4, p. 742–8, 2013.

DE LEVA, P. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1223–1230, 1996.

DE PROFT E.; CLARYS J.; BOLLENS E. *et al.*: Muscle activity in the soccer kick. In: REILLY T.; LEES A.; DAVIDS K.; MURPHY W.J. **Science and football**, London, 1988, E & FN Spon.

DEMPSTER, W. Space Requirements of the Seated Operator. WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. **Journal of Biomechanical Engineering**, 1955.

DÖRGE, H. C. *et al.* Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v. 20, n. 4, p. 293–299, 2002.

DORGE, H.C. *et al.* EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 9, n. 4, p. 195–200, 1999.

FEDERAÇÃO MINEIRA DE ARCO E FLECHA, 2017. O Esporte – Aspectos Técnicos. Disponível em: <http://www.arcoeflecha.org.br/o-esporte-aspectos-tecnicos>

Federation International of Football Association (FIFA). FIFA Big Count 2006: 270 Million People Active in Football. **FIFA Communications Division Information Services**, v. 25, n. 7, p. 11-17, 2007. Disponível em: <http://www.fifa.com>

FELLIN, R.E. *et al.* Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 6, p. 646-50, 2010.

FERRAZ, R. The Effect of Fatigue on Kicking Velocity in Soccer Players. **Journal of Human Kinetics**, v. 35, p. 97–107, December 2012.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; AQUINO, C. F. Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D. J.; ZACHAZEWSKY, J. E.; QUILLEN, W. S. **Scientific Foundations & Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation**. 1. ed. Saint Louis: Saunders Elsevier, 2007. cap.23, p. 476-486.

FONSECA, S.T.; SOUZA, T.R.; OCARINO, J.M.; GONÇALVES, G.G.P.; BITTENCOURT, N.F. Applied biomechanics of soccer. In: MAGEE, D. J. *et al.* **Athletic and Sports Issues in Musculoskeletal Rehabilitation**. 1 ed. Filadelfia, cap.12, 2011. p. 315-329.

GANTER, N. *et al.* Comparing three methods for measuring the movement of the bow in the aiming phase of olympic archery. **Procedia Engineering**, v. 2, n. 2, p. 3089–3094, 2010.

GAROFALO, P. *et al.* Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. **Med Biol Eng Comput**, v. 47, n. 5, p. 475-486, May 2009.

GARRET, W. E. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 22, n. 4, p. 436–443, 1990.

GILMORE, J. Groin pain in the soccer athlete: Fact, fiction, and treatment. **Clinics in Sports Medicine**, v. 17, n. 4, p. 787–793, 1998.

GRACI, V.; SALSICH, G. B. The use of the greater trochanter marker in the thigh segment model: Implications for hip and knee frontal and transverse plane motion. **Journal of Sport and Health Science**, p. 2–7, 2015.

GRACI, V.; VAN DILLEN, L. R; SALSICH, G. B. Gender differences in trunk, pelvis, and lower limb kinematics during a single leg squat. **Gait Posture**, v. 36, n. 3 p. 461-466, 2012.

HAAG, T. B. *et al.* Risk assessment of back pain in youth soccer players. **Research in Sports Medicine**, v. 24, n. 4, p. 395–406, 2016.

HANAVAN, E.P. **A Mathematical Model of the Human Body**. AMRL - 64-102. AMRL TR p.1-149, 1964.

HORNESTAM, J. F. *et al.* The effect of walking speed on foot kinematics is modified when increased pronation is induced. **Journal of the American Pediatric Medical Association**, v. 106, n. 6, p. 419–426, 2016.

IINO, Y.; KOJIMA, T. Validity of the top-down approach of inverse dynamics analysis in fast and large rotational trunk movements. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 28, p. 420–430, 2012.

INOUE, K. *et al.* Dynamics of the support leg in soccer instep kicking. **Journal of Sports Sciences**, v. 32, n. 11, p. 1023–32, 2014.

JUNGE, A.; DVORAK, J. Soccer injuries: A review on incidence and prevention. **Sports Medicine**, v. 34, n. 13, p. 929–938, 2004.

KADABA, M. P. *et al.* Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **Journal of Orthopaedic Research**, v.7, n.6, p. 849-60, 1989.

KARY, J. M. Diagnosis and management of quadriceps strains and contusions. **Current Reviews in Musculoskeletal Medicine**, v. 3, n. 1–4, p. 26–31, 2010.

KATIS, A. *et al.* Recovery of powerful kick biomechanics after intense running fatigue in male and female soccer players. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 5, n. 4, 2014.

KELLIS, E.; KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 6, n. 2, p. 154–165, 2007.

KELLIS, E.; KATIS, A.; VRABAS, I. S. Effects of an intermittent exercise fatigue protocol on biomechanics of soccer kick performance. **Scand J Med Sci Sports**, v. 16, p. 334–344, 2006.

KIBLER, W. B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The role of core stability in athletic function. **Sports Medicine**, v.36, n.3, p.189-198, 2006.

KIERNAN, D. *et al.* A 3-dimensional rigid cluster thorax model for kinematic measurements during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 6, p. 1499–1505, 2014.

LEES, A.; ASAI, T.; ANDERSEN, T. B.; NUNOME, H.; STERZING, T. The biomechanics of kicking in soccer: a review. **Journal Sports of Sciences**, v. 28, n. 8, p. 805-817, June 2010.

LEES, A.; BARTON, G.; ROBINSON, M. The influence of Cardan rotation sequence on angular orientation data for the lower limb in the soccer kick. **Journal of Sports**

Sciences, v. 28, n. 4, p. 445–450, 2010.

LEES, A.; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal Sports Science**, v. 16, n. 3, p. 211-234, Apr. 1998.

LUNDIN, O. *et al.* Back pain and radiological changes in the thoraco-lumbar spine of athletes. A long-term follow-up. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 11, n. 2, p. 103–9, 2001.

MANAL, K. *et al.* Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: An in vivo study. **Gait and Posture**, v. 11, n. 1, p. 38–45, 2000.

MANAL, K. *et al.* Knee moment profiles during walking : errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system, **Gait and Posture**, v. 15, p. 10–17, 2002.

MIANA, A. N.; PRUDÊNCIO, M. V.; BARROS, R. M. L. Comparison of protocols for walking and running kinematics based on skin surface markers and rigid clusters of markers. **International Journal of Sports Medicine**, v. 30, n. 11, p. 827–833, 2009.

NUNOME, H. *et al.* Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v. 24, n. 5, p. 529–541, 2006.

NUNOME, H. *et al.* Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 12, p. 2028–36, 2002.

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research**: applications to practice. 2. ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2009.

PUTNAM, C. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, p. 130-141, 1991.

ROBERTSON, D.G.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. **Research Methods in Biomechanics**. 2. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2014.

ROBERTSON, D.G.; MOSHER, R.E. Work and power of the leg muscles in soccer kicking. In: WINTER, D.A. *et al.* **Biomechanics IX-8**. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1985. p. 533-538.

ROBERTSON, D.G.; WINTER, D.A. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 13, n. 10, p. 845-54, 1980.

SCHUERMANS, J.; DANNEELS, L.; TIGGELEN, D. VAN. Proximal neuromuscular control protects against hamstring injuries in male soccer players: a prospective

study with electromyography time-series analysis during maximal sprinting. **The American Journal of Sports Medicine**, p. 1–11, 2017.

SEAY, J.; SELBIE, W. S.; HAMILL, J. In vivo lumbo-sacral forces and moments during constant speed running at different stride lengths. **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 14, p. 1519–1529, 2008.

SHAH, T. *et al.* Lower Back Symptoms in Adolescent Soccer Players Predictors of Functional Recovery. **Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, p. 1–9, 2014.

SHAN, G.; WESTERHOFF, P. Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. **Sports Biomechanics**, v. 4, n. 1, p. 59-72, Jan. 2005.

SINCLAIR, J. *et al.* Three-dimensional kinematic correlates of ball velocity during maximal instep soccer kicking in males. **European Journal of Sport Science**, v. 0, n. 0, p. 1–7, 2014.

SOUZA, T. R. *et al.* Between-day reliability of a cluster-based method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 6, p. 601–9, 2014.

SOUZA, T. R. *et al.* Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 7, p. 745–748, 2010.

STRAW, R.; COLCLOUGH, K.; GEUTJENS, G. Surgical repair of a chronic rupture of the rectus femoris muscle at the proximal musculotendinous junction in a soccer player. **British Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 182–184, 2003.

UMBERGER, B.R.; AUGSBURGER, S.; RESIG, J.; OEFFINGER, D.; SHAPIRO, R.; TYLKOWSKI, C. Generation, absorption and transfer of mechanical during walking in children. **Medical Engineering & Physics**, v. 35 n. 5, p. 644-651, 2013.

VAN DEN TILLAAR, R.; ULVIK, A. Influence of instruction on velocity and accuracy in soccer kicking of experienced soccer players. **Journal of Motor Behavior**, v. 46, n. 5, p. 287–91, 2014.

MORELLI, V.; SMITH, V. Groin Injuries in Athletes. **Am Fam Physician**, v. 64, n. 8, p. 1405–1414, 2001.

VOLPI, P.; MELEGATI, G.; TORNESE, D.; BANDI, M. Muscle strains in soccer: a five-year survey of an Italian major league team. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 12, p. 482-485, 2004.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4. ed. Hoboken, New Jersey, EUA: John Wiley & Sons, Inc, 2009.

WINTER, D. A. Moments of force and mechanical power in jogging. **J. Biomechanics**, v. 16, n.1, p. 91-97, 1983.

WINTER, D. A; ROBERTSON, D. G. E. Joint torque and energy patterns in normal gait. **Biol. Cybernetics**, v. 29, p. 137-142, 1978.

WONG, P. Soccer injury in the lower extremities. **British Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 8, p. 473–482, 2005.

WOODS, C. *et al.* The football association medical research programme: an audit of injuries in professional football—analysis of hamstring injuries. **Br J Sports Med**, v. 38, n. August 2007, p. 36–41, 2004.

WU, G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 981–992, 2005.

WU, G., *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion- Part I: Ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543-548, 2002.

WU, W. *et al.* Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 5, p. 480–488, 2004.

APÊNDICE A - TERMO DE CONSCIENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Participação do tronco na cinética e nos fluxos de energia do membro inferior de balanço durante o chute no futebol: um estudo descritivo.

Investigador Principal: Diego da Silva Carvalho

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Primeiramente gostaríamos de convidá-lo para participar do estudo e também de agradecer por seu interesse. O nosso objetivo é investigar como o tronco participa do chute em pessoas que jogam futebol. Essa informação poderá ajudar profissionais da saúde e do esporte a, no futuro, realizarem práticas mais adequadas para prevenir e tratar lesões e para melhorar o desempenho no chute em praticantes de futebol. Assim, este estudo pretende avaliar os movimentos do corpo durante chutes à bola de futebol.

Procedimentos: A avaliação dos movimentos do chute será realizada na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Para todo o procedimento, você estará vestindo apenas short e calçados para chutar. Inicialmente, seu peso e sua altura serão medidos com uma balança e altímetro. Logo após, serão afixados marcadores na sua cabeça, tronco, pelve, braços e pernas sendo que esse procedimento é indolor. Depois, você será orientado a chutar uma bola de futebol com o dorso do pé, em direção a um gol a sua frente. Você fará alguns chutes para aprender a tarefa e então irá realizar chutes com sua perna direita. Você realizará chutes com o máximo de força possível, com os movimentos livres dos braços; chutes com força inferior a força máxima, com os movimentos livres dos braços; e chutes com o máximo de força possível, com uma placa feita de material leve (EVA) e com restrição dos movimentos dos braços. Serão dados intervalos de descanso entre os chutes. Você não poderá realizar o teste se tiver alguma dor ou incômodos que o limitem a chutar a bola.

Riscos e desconfortos: Os testes não oferecem riscos além daqueles oferecidos durante suas atividades esportivas.

Benefícios esperados: Não são esperados benefícios diretos para você em decorrência da participação no estudo. Entretanto, os resultados desse estudo irão acrescentar ao

conhecimento científico sobre o esporte e, assim, ajudar profissionais que trabalham com o futebol.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para se recusar a participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores. Se for do seu interesse, será oferecido um lanche nos dias de realização da avaliação. Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com o pesquisador (Diego), por meio dos telefones (31) 98600-5596 ou com o orientador do projeto (Prof. Thales) através do email: thalesrsouza@gmail.com. O COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG deverá ser consultado somente em caso de dúvidas de ordem ética. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo. Você receberá uma via assinada do presente documento.

TERMO DE CONSENTIMENTO - Declaro que li e entendi toda a informação acima, e recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Diego da Silva Carvalho–Pesquisador	Data
_____	_____
Prof. Dr. Thales Rezende de Souza – Orientador	Data

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º. Andar – Sala 2005 – Cep
31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409-4592

Email: coep@prpq.ufmg.br.

APÊNDICE B – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DOS PARTICIPANTES

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____

Critérios de inclusão do estudo:

☐ Sim / ☐ Não	Ser do sexo masculino e destro.
☐ Sim / ☐ Não	Ter idade entre 18 e 35 anos.
☐ Sim / ☐ Não	Praticar o futebol como atividade de lazer pelo menos 1x/semana, por um período mínimo de 1 ano.
☐ Sim / ☐ Não	Não ter sofrido lesões musculoesqueléticas e/ou ter sido submetido a alguma cirurgia nos MMII, pelve e tronco nos últimos 12 meses.
☐ Sim / ☐ Não	Não apresentar sintomas musculoesqueléticos nos MMII, pelve e tronco nos últimos 3 meses.
☐ Sim / ☐ Não	Apresentar índice de massa corporal menor ou igual a 28 Kg/m ² .

Critérios de exclusão do estudo:

☐ Sim / ☐ Não	Consumo de novos medicamentos, bebidas alcólicas e/ou estimulantes 24 horas antes da coleta de dados da pesquisa.
☐ Sim / ☐ Não	Realizar algum tipo de treinamento e/ou exercício físico vigoroso 24 horas antes da coleta de dados da pesquisa.
☐ Sim / ☐ Não	Incapacidade de realizar a tarefa de chutar uma bola com o dorso do pé.
☐ Sim / ☐ Não	Presença de incômodo durante a realização dos chutes.

Dados do participante:

Nome:		
ID: CCH_	DN: ____ / ____ / ____	Idade: ____ anos
Altura: ____ m	Peso: ____ Kg	IMC: ____ Kg/m ²
Membro Dominante*: ☐ D / ☐ E / ☐ A		Telefone: _____
Whats app: ☐ Sim / ☐ Não		E-mail: _____
Número do calçado: _____		

*Se você fosse chutar uma bola, com qual perna chutaria? Direita (D), Esquerda (E), Ambidestro (A).

Características de treinamento:

1) Há quanto tempo você pratica futebol?

2) Atualmente, quantas vezes você joga por semana?

3) Duração do treino: _____

4) Você participa de outra atividade física? ☐ Sim / ☐ Não

1. _____ 2. _____ 3. _____

5) Quantas vezes por semana?

1. _____ 2. _____ 3. _____

6) Duração das atividades:

1. _____ 2. _____ 3. _____

7) Há quanto tempo você pratica esta(s) atividade(s)?

1. _____ 2. _____ 3. _____

Histórico de Lesão:

8) Cirurgia em MMII, pelve e tronco nos últimos 12 meses? ☐ Sim / ☐ Não

Qual: _____

9) Lesão musculoesquelética em MMII, pelve e tronco nos últimos 12 meses? ☐

Sim / ☐ Não

Qual: _____

Conceito: Evento que afetou a habilidade do atleta de treinar ou competir durante o último ano (McKean et al, 2006). Preencher o formulário em anexo para cada lesão.

10) Sintomas musculoesqueléticos em MMII, pelve e tronco nos últimos 3 meses?

☐ Sim / ☐ Não

Local: _____

Hábitos de vida 24 horas antes dos testes:

11) Você realizou algum tipo de treinamento e/ou exercícios físico vigoroso nas últimas 24 horas? ☐ Sim / ☐ Não

Qual? _____

12) Você está há quantas horas sem treinar ou fazer exercícios físicos?

13) Recentemente, você notou alguma mudança nos seus hábitos alimentares?

☐ Sim / ☐ Não Qual? _____

14) Recentemente, você notou alguma alteração nos seus hábitos de sono?

☐ Sim / ☐ Não Qual? _____

15) Você faz uso de algum medicamento?

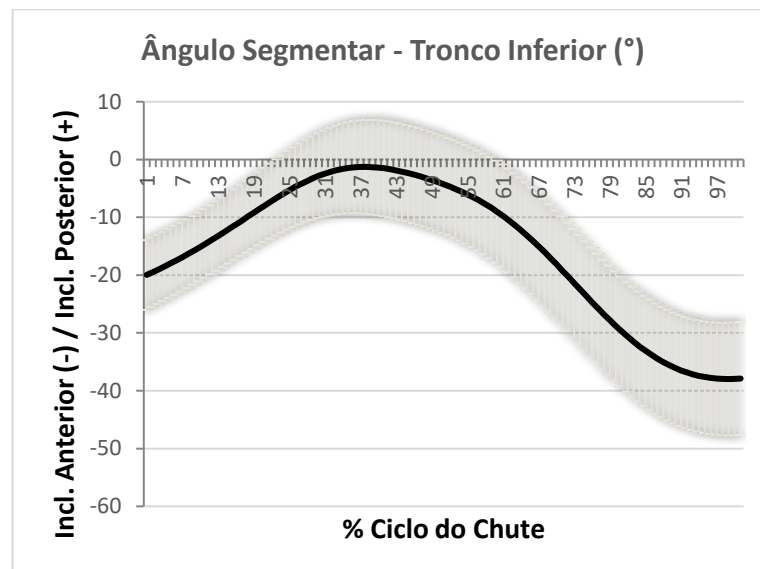
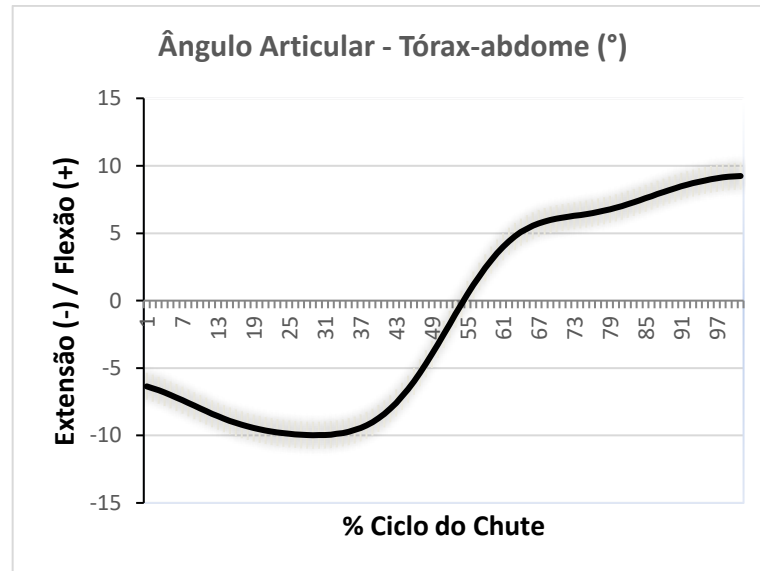
☐ Sim / ☐ Não Qual? _____

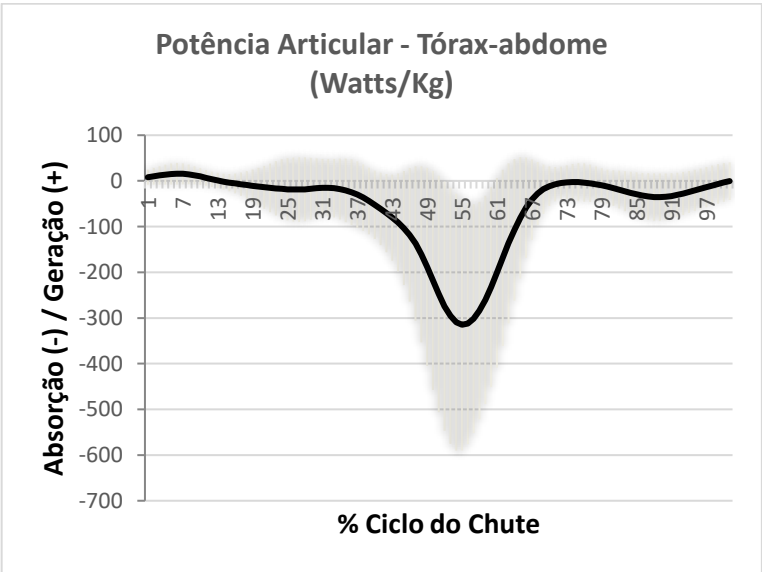
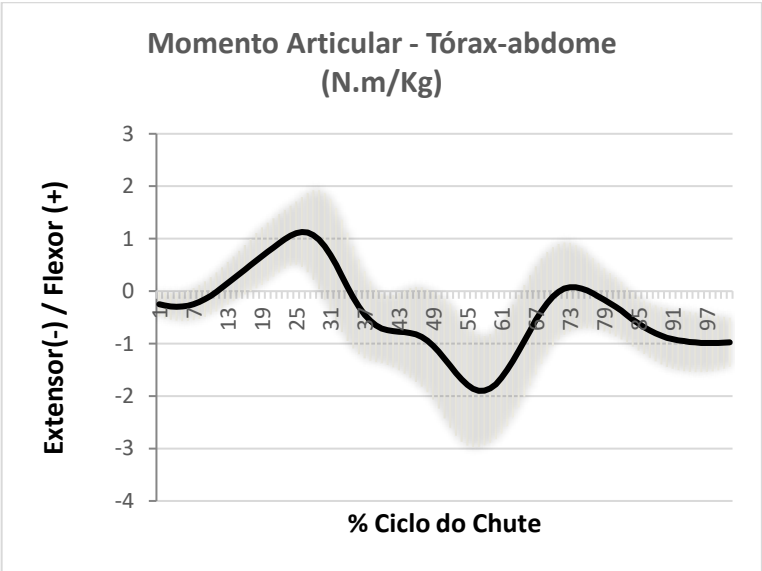
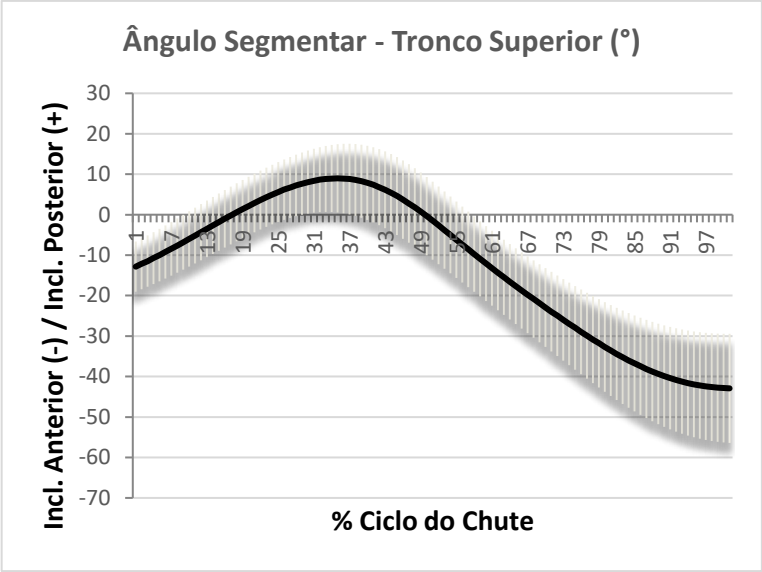
16) Você iniciou alguma nova medicação nas últimas 24 horas?

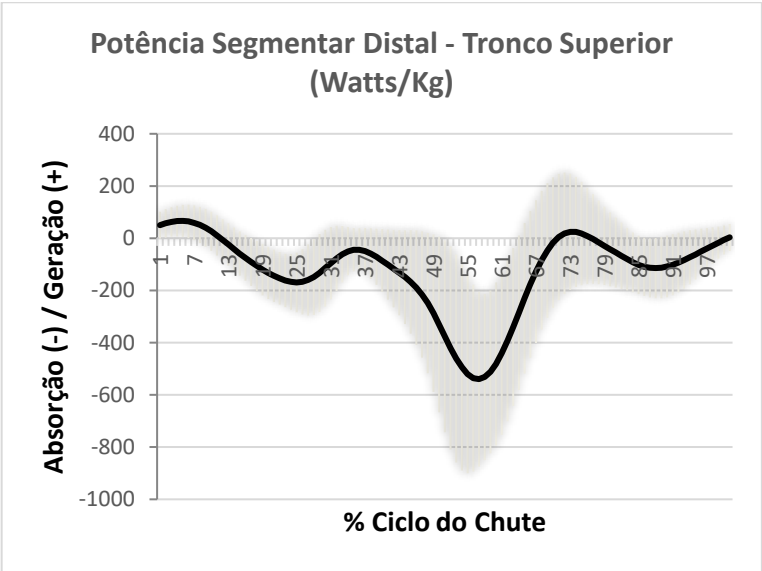
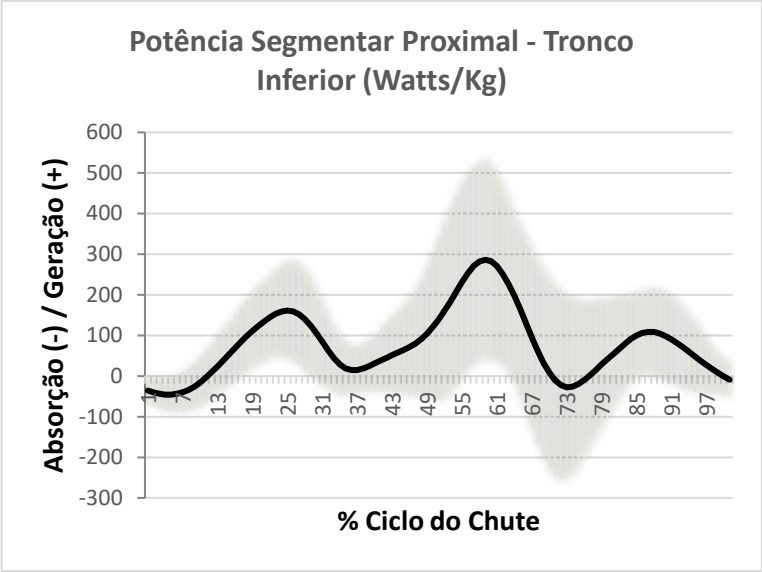
☐ Sim / ☐ Não Qual? _____

APÊNDICE C – CURVAS MÉDIAS COM DESVIO PADRÃO DE TODOS OS PARTICIPANTES DOS ÂNGULOS ARTICULARES E SEGMENTARES, MOMENTOS ARTICULARES E POTÊNCIAS ARTICULARES E SEGMENTARES.

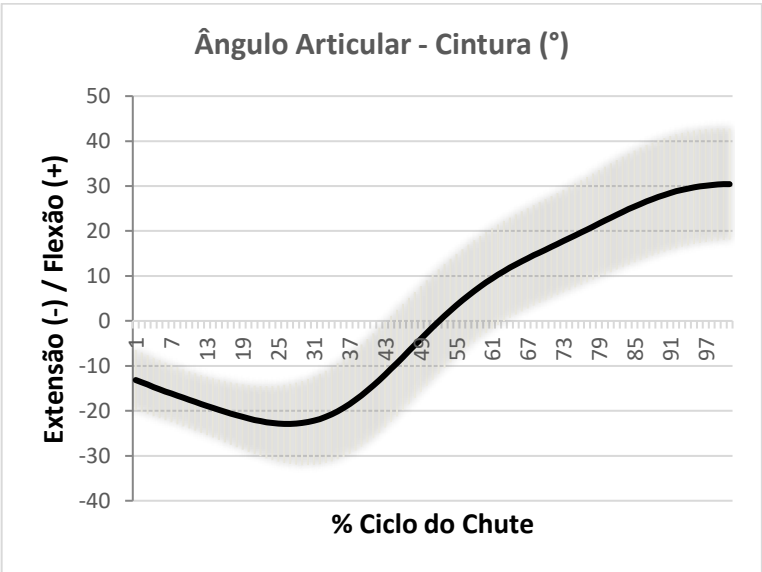
1) Articulação Tórax-abdome

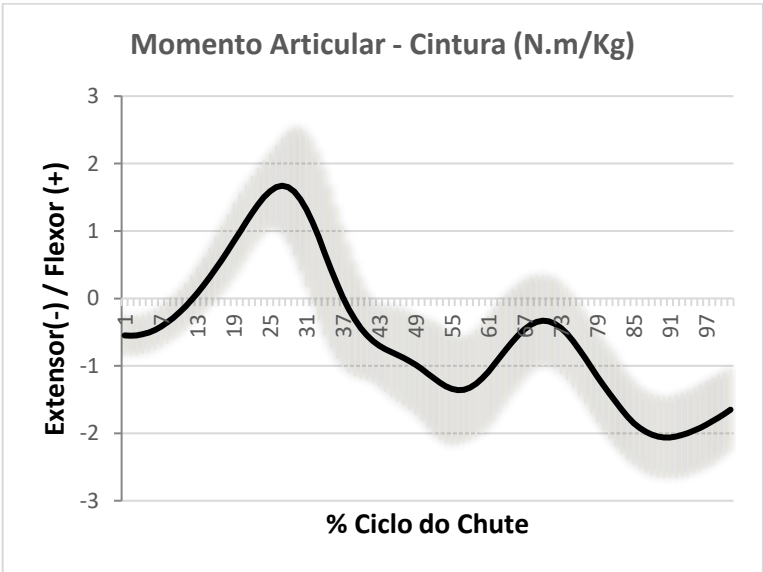
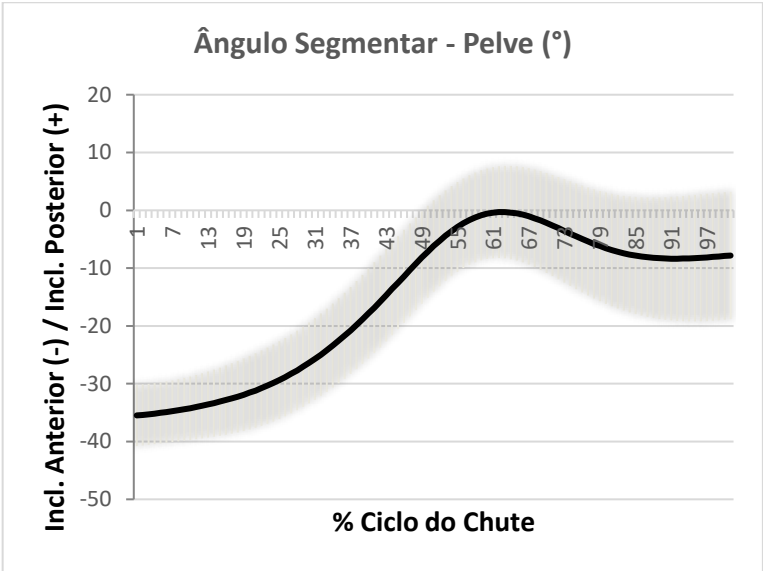
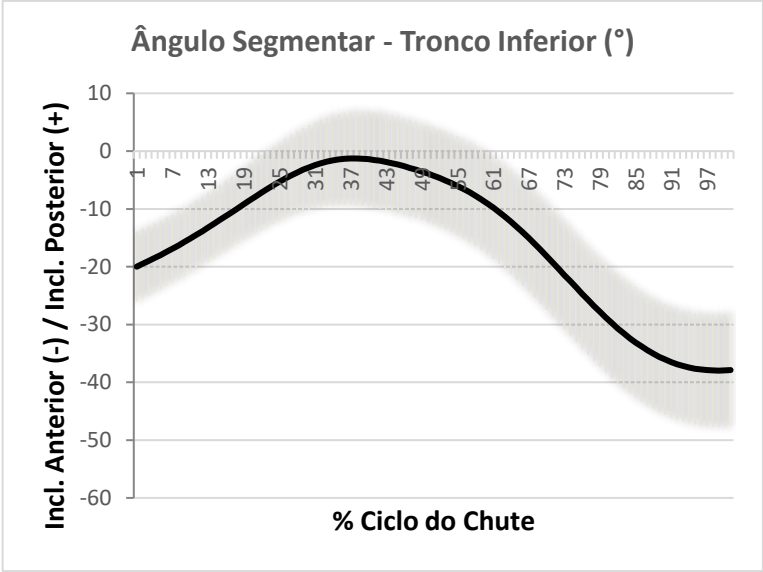


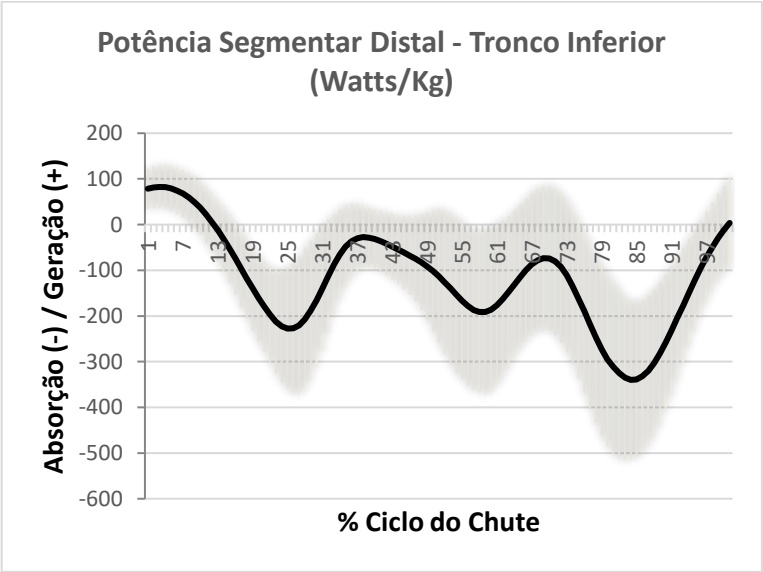
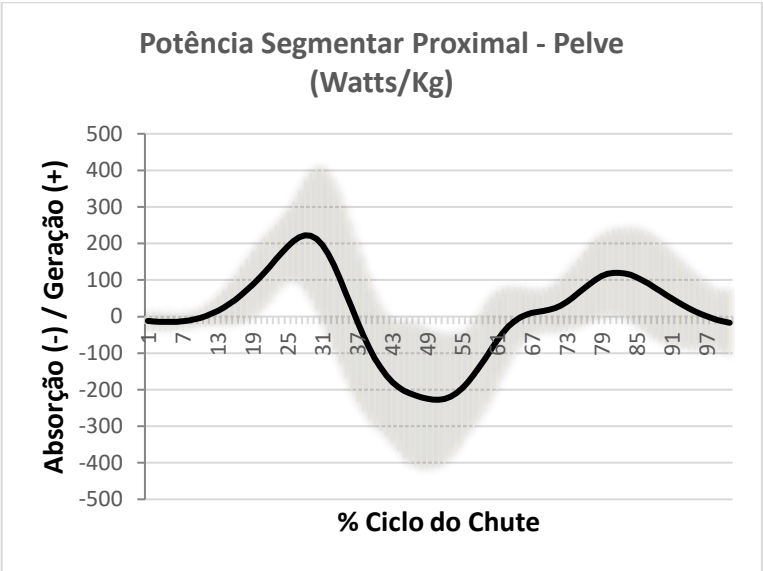
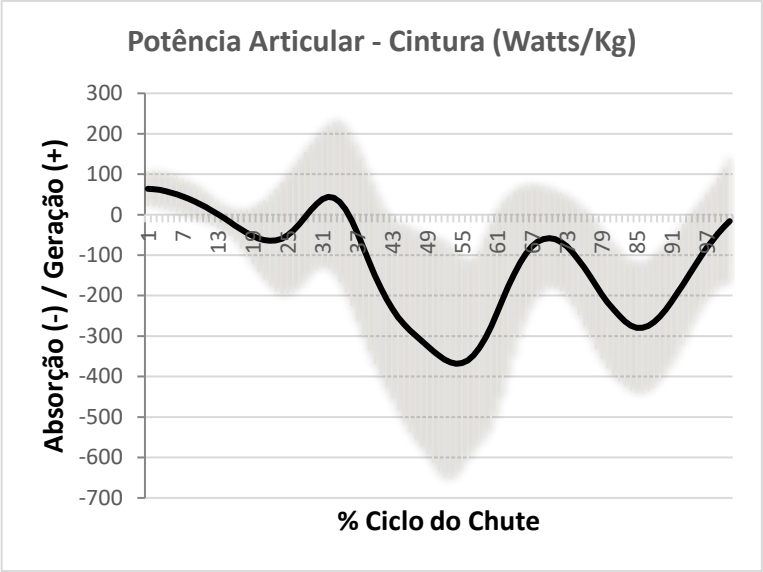




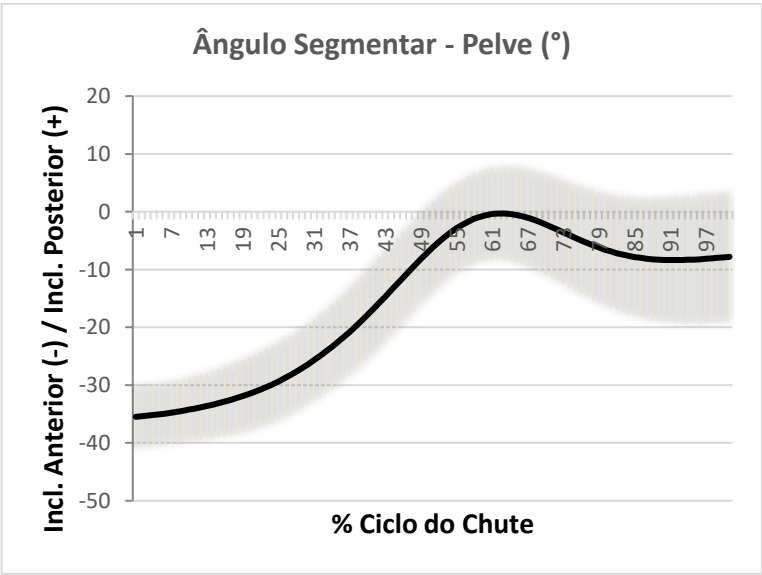
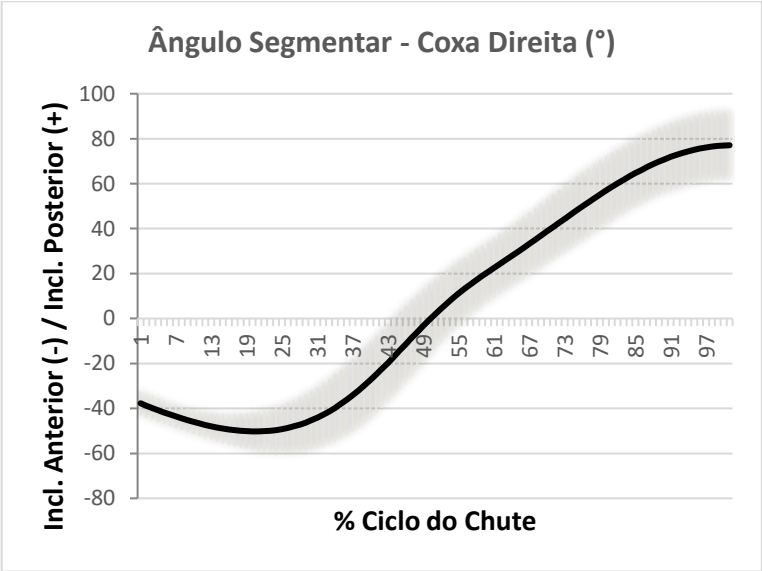
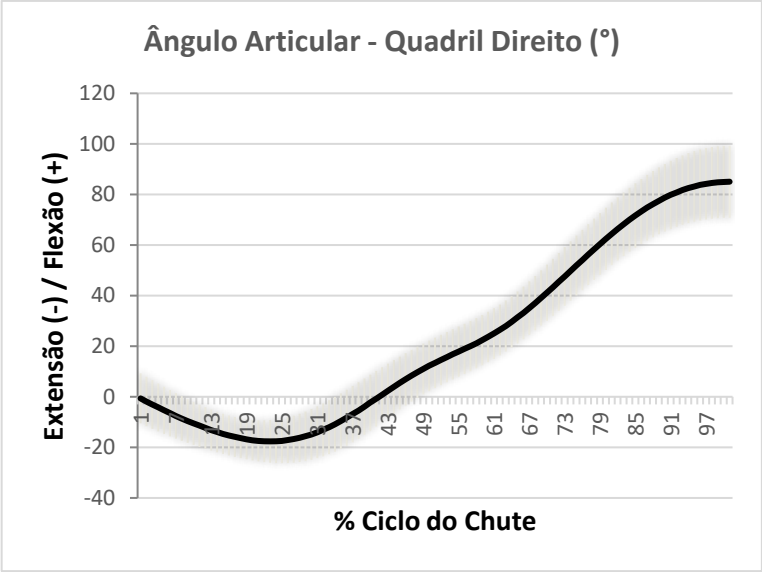
2) Articulação da Cintura

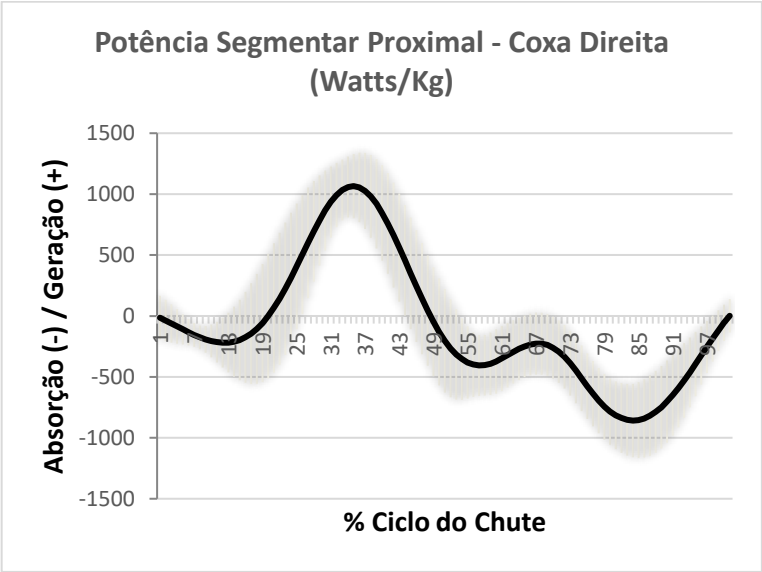
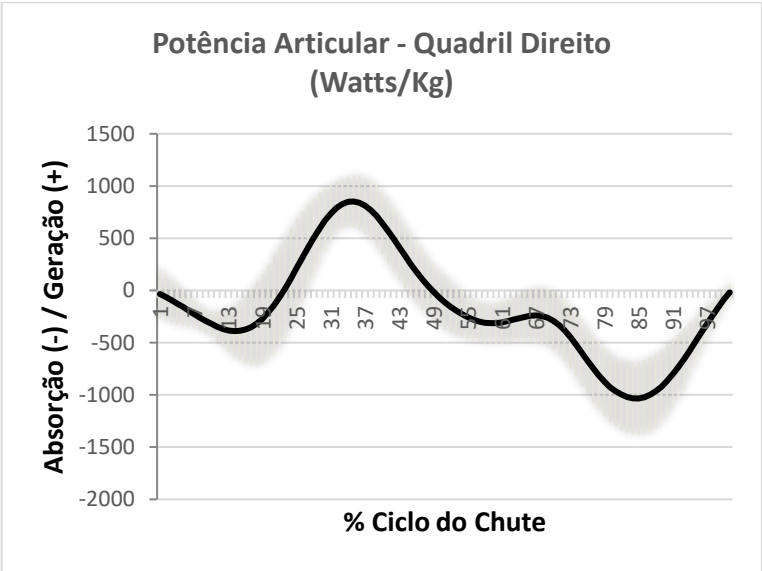
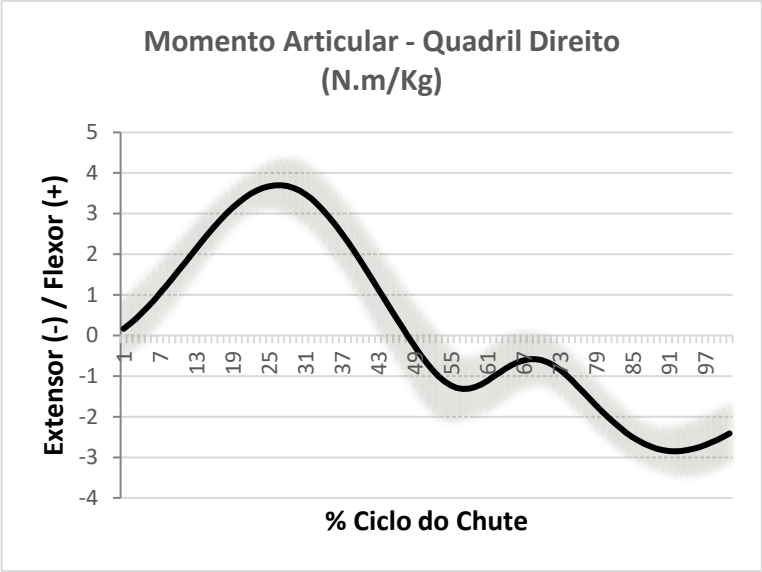


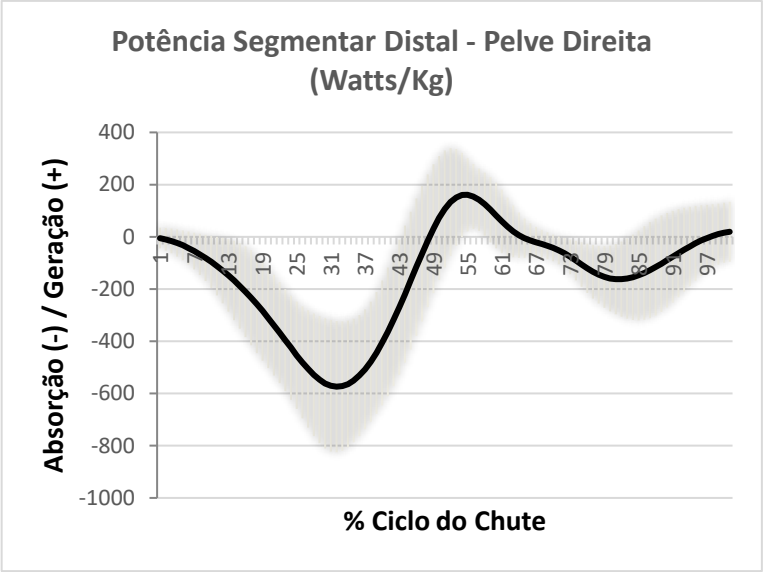




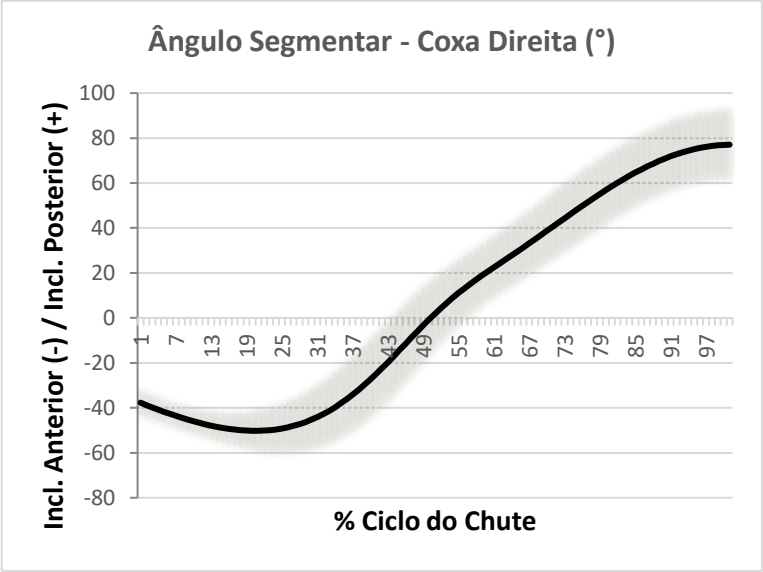
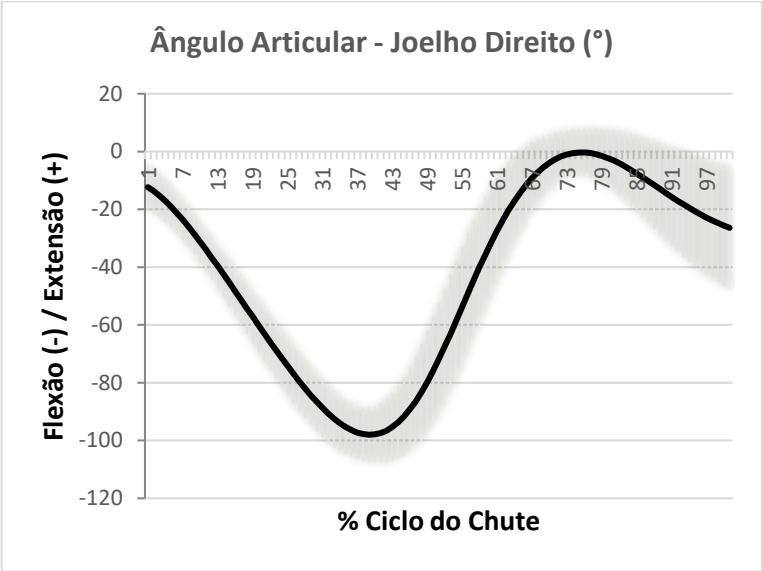
3) Articulação Quadril Direito

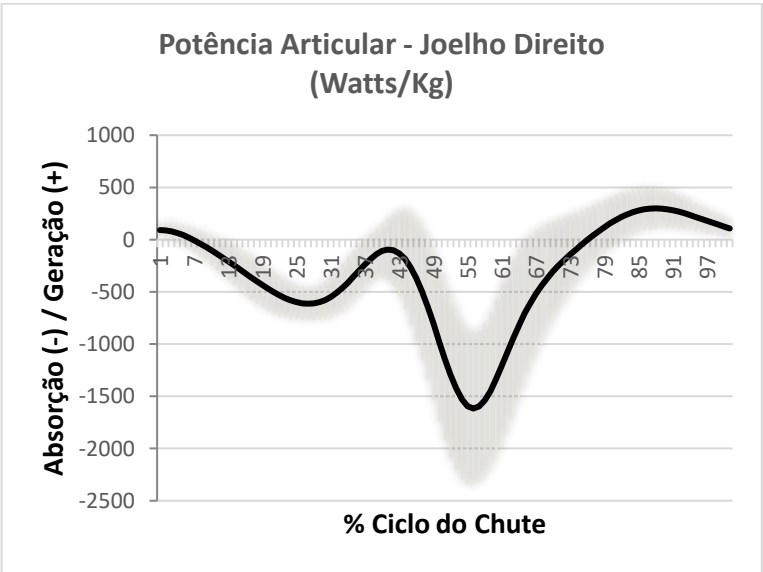
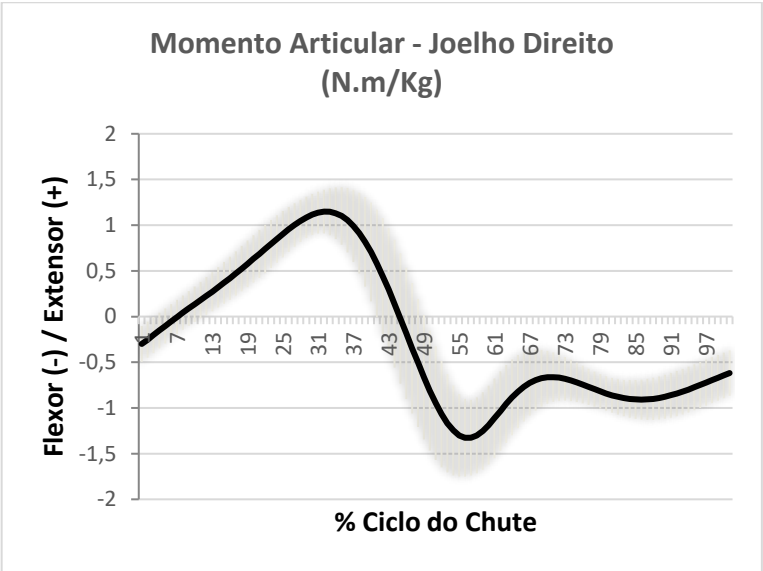
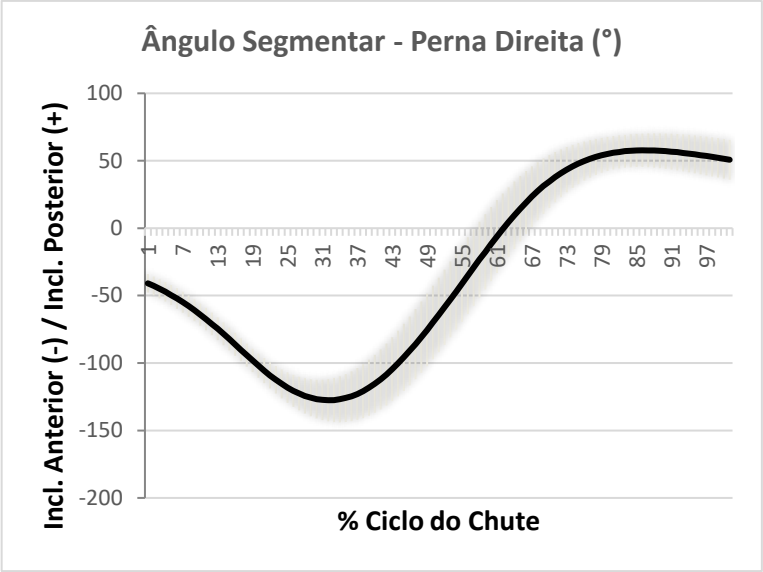


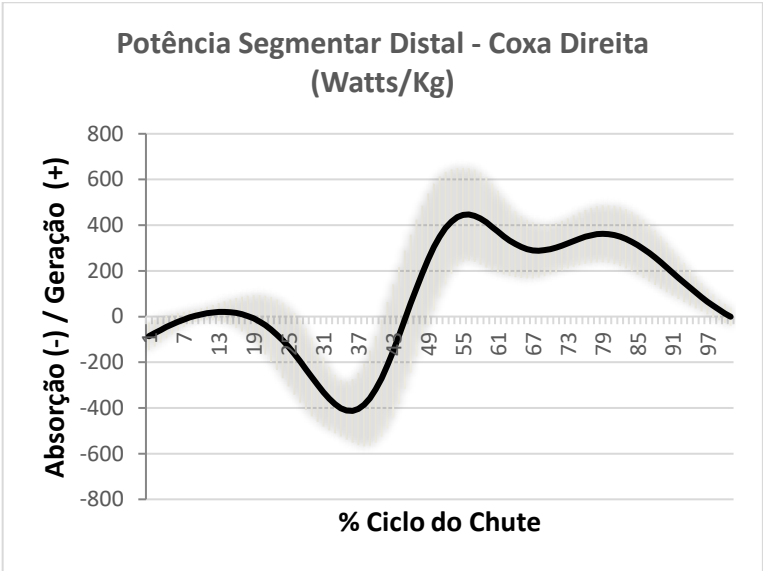
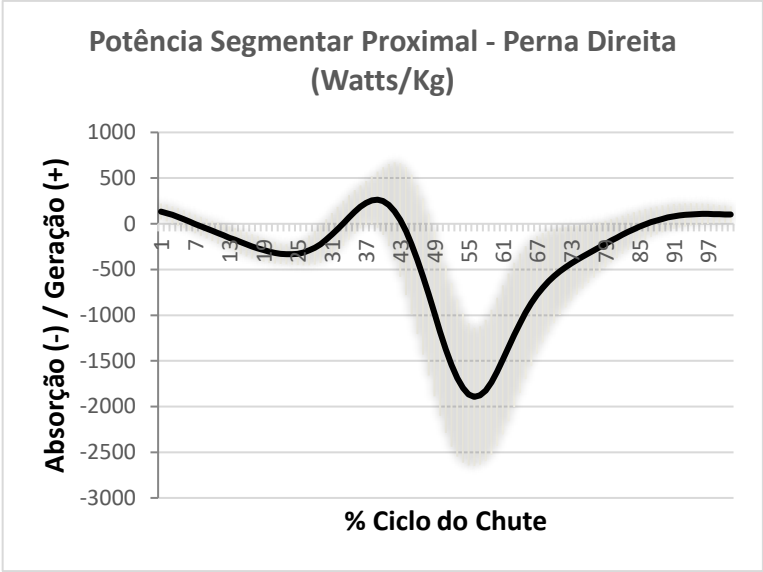




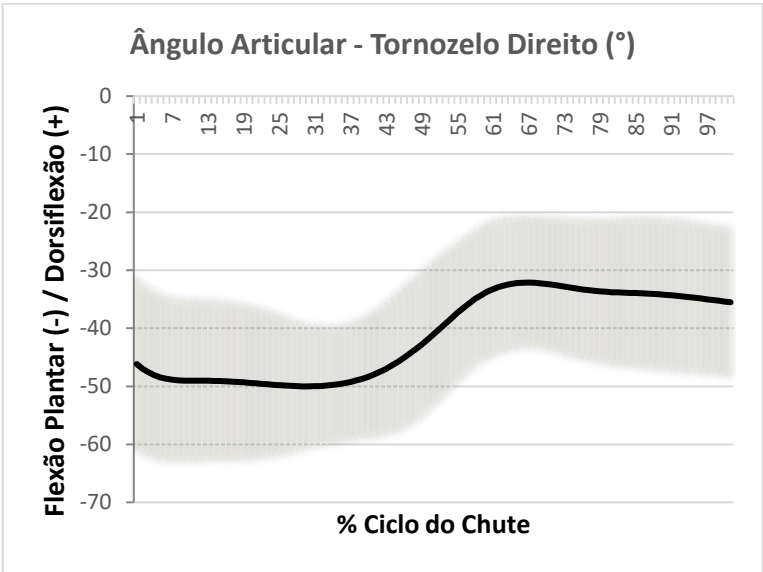
4) Articulação do Joelho Direito

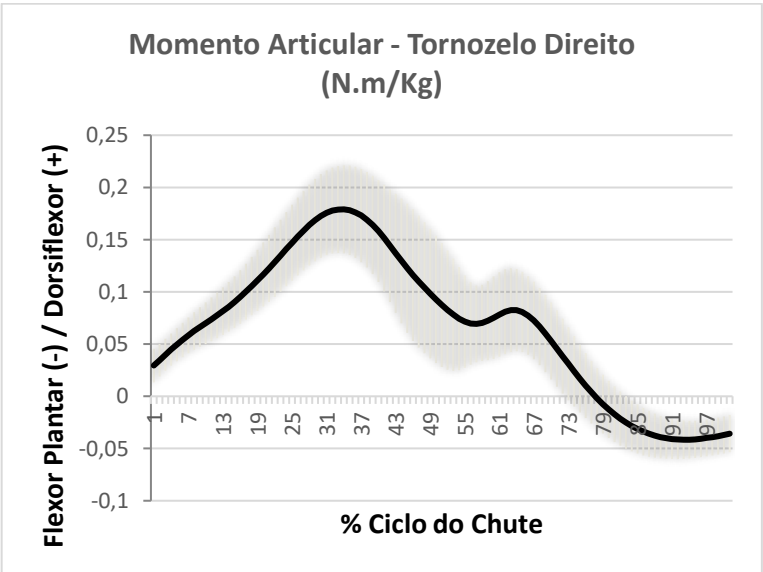
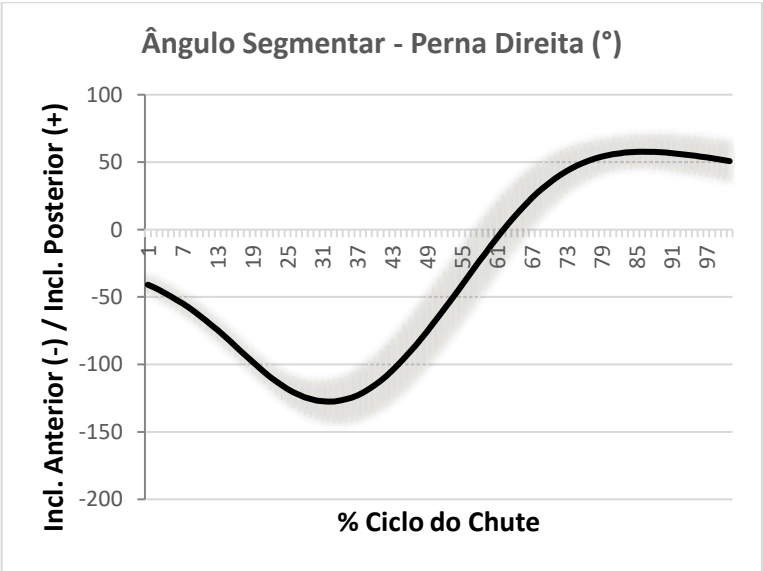
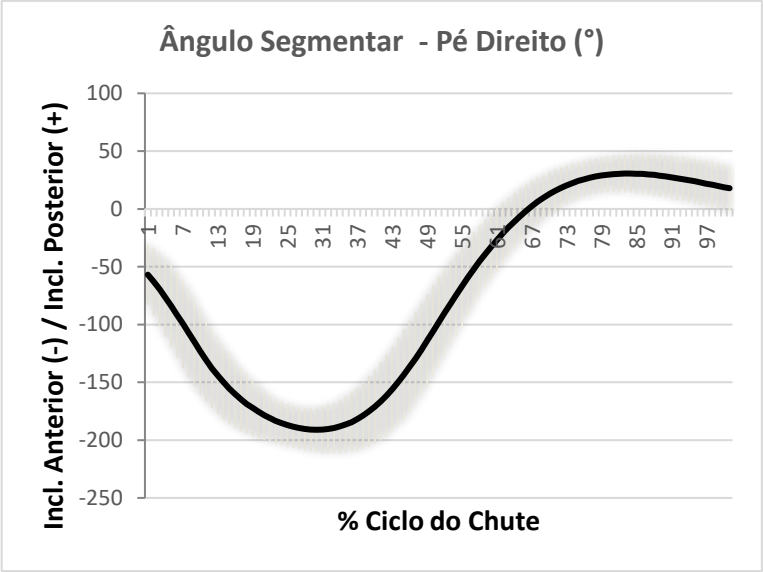


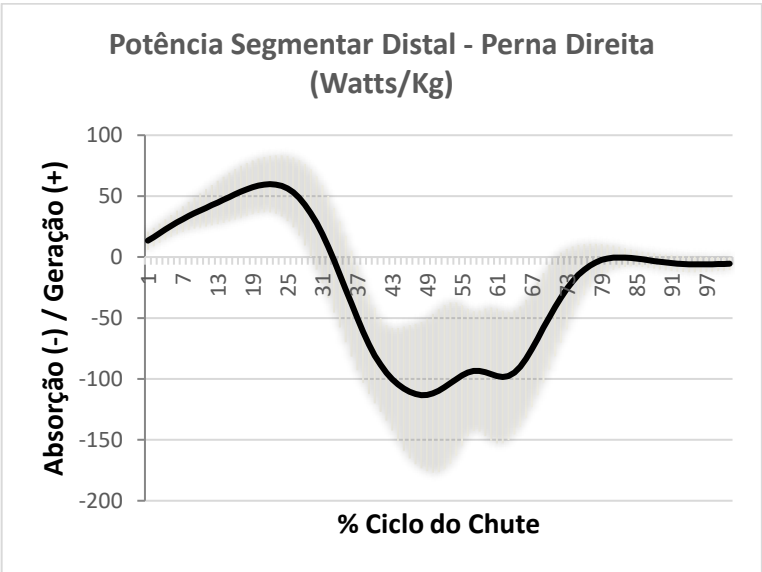
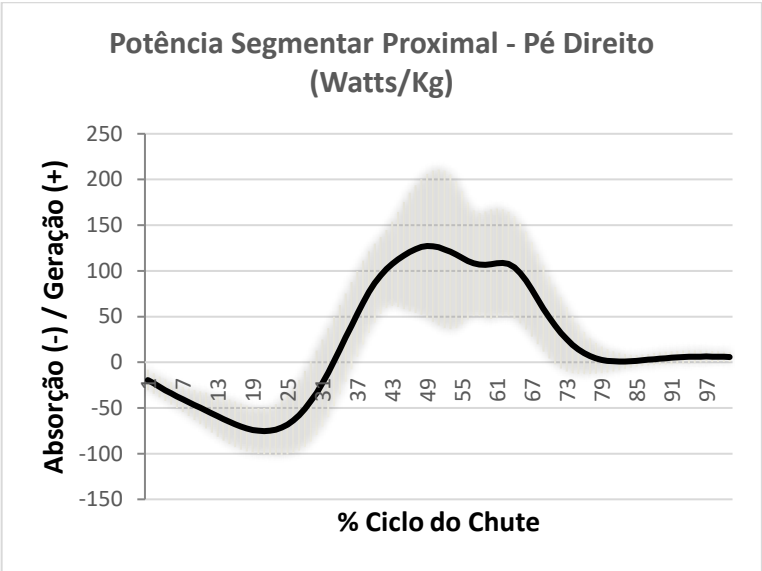
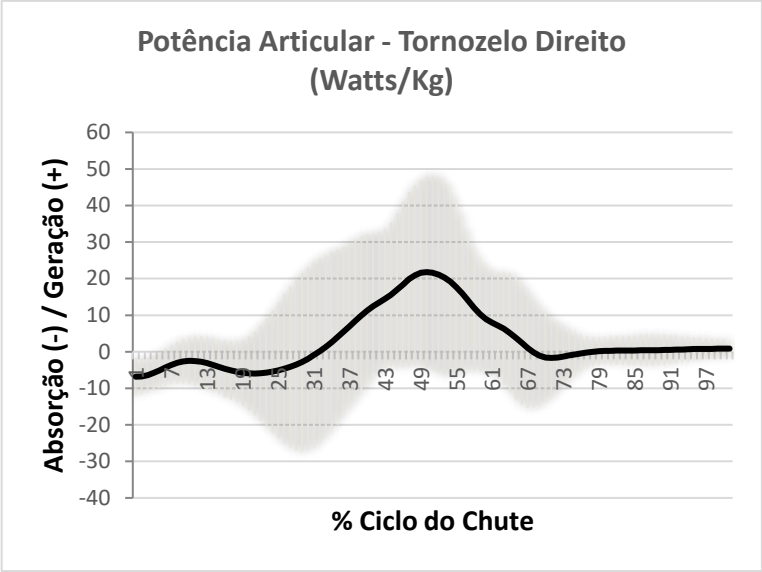




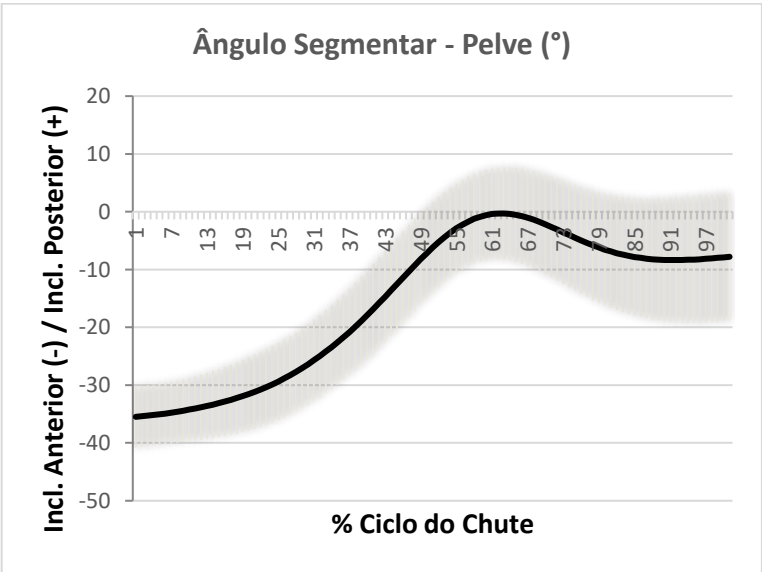
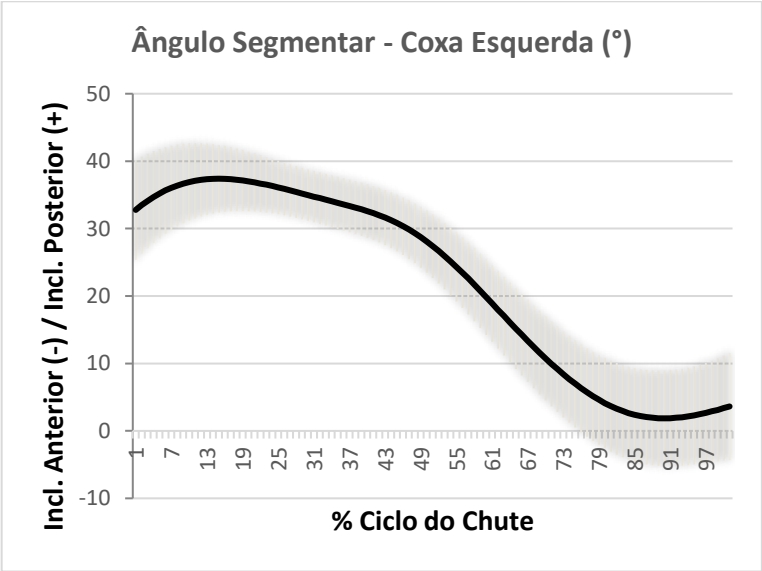
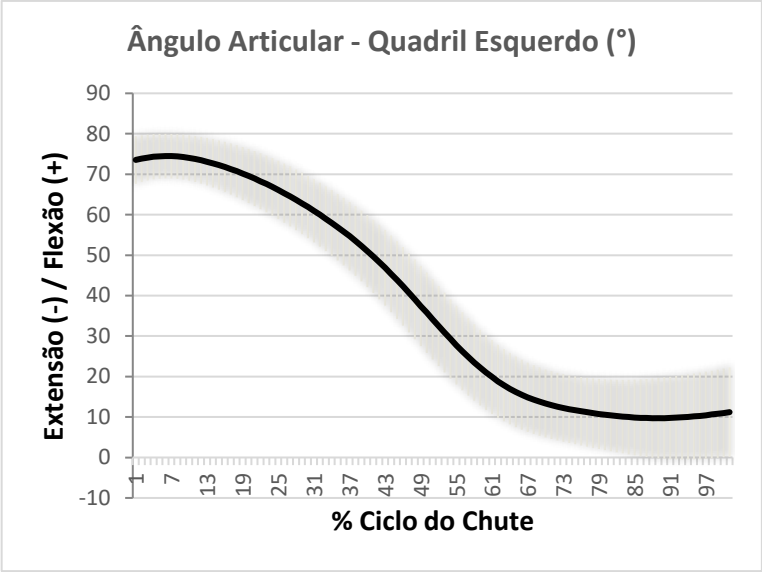
5) Articulação do Tornozelo Direito

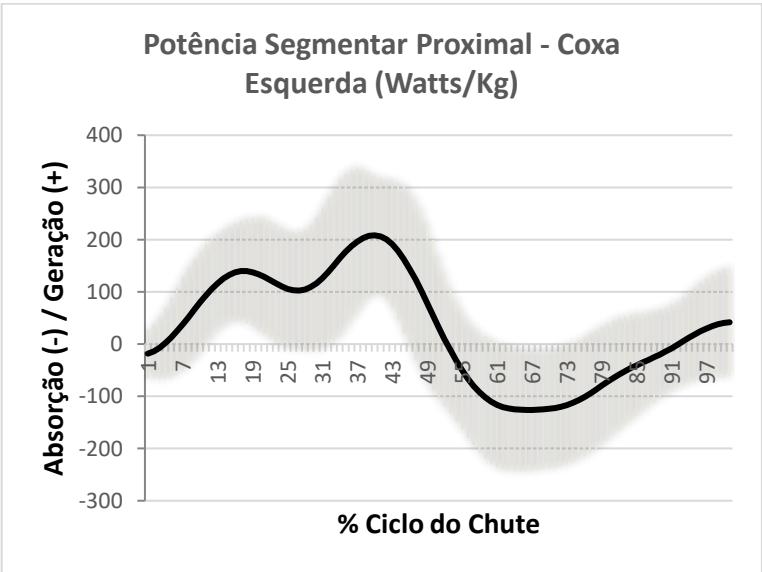
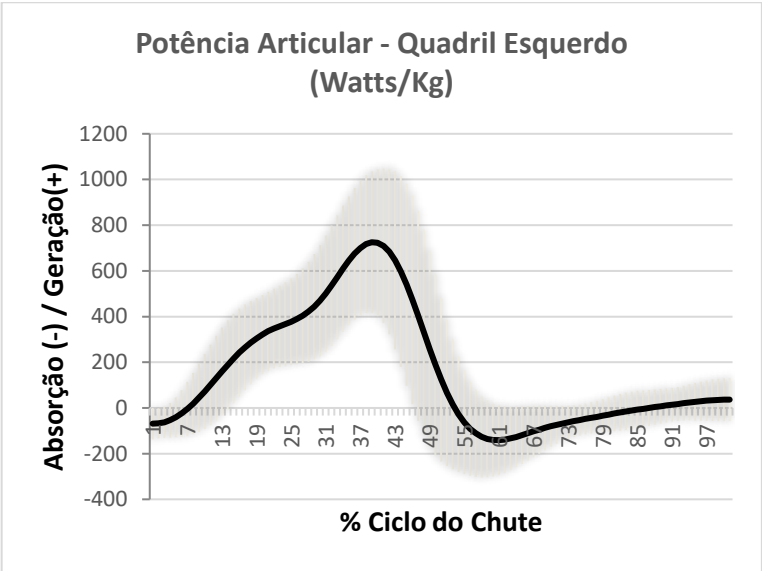
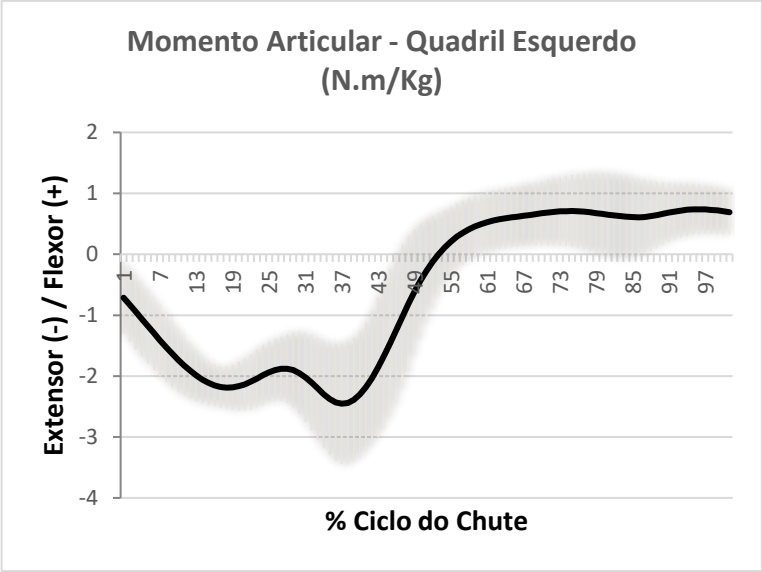


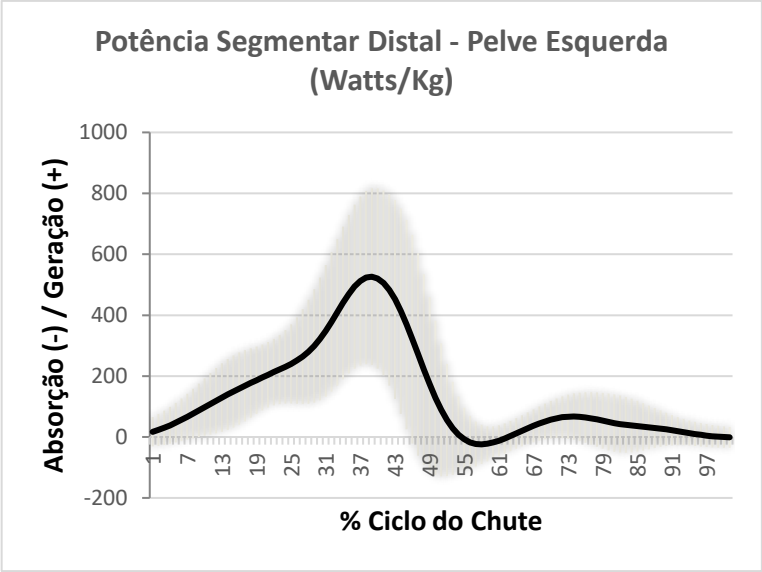




6) Articulação do Quadril Esquerdo







ANEXO – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (COEP)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 42162915.9.0000.5149

Interessado(a): Prof. Thales Rezende de Souza
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 26 de março de 2015, o projeto de pesquisa intitulado **"Análise cinética da participação do tronco na mecânica do membro inferior no chute do futebol"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto através da Plataforma Brasil.


Prof. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz
Coordenadora do COEP-UFMG