

Iara Regina Cunha Soares

**PARTICIPAÇÃO DO QUADRIL DO MEMBRO DE APOIO NA ROTAÇÃO
AXIAL DA PELVE DURANTE O CHUTE DO FUTEBOL**

uma descrição dos fluxos de energia

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2019

Iara Regina Cunha Soares

**PARTICIPAÇÃO DO QUADRIL DO MEMBRO DE APOIO NA ROTAÇÃO
AXIAL DA PELVE DURANTE O CHUTE DO FUTEBOL**

uma descrição dos fluxos de energia

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Colegiado de Pós Graduação em Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), como requisito parcial à obtenção do título de especialista em Fisioterapia na área de concentração em Ortopedia e Traumatologia.

Orientador (a): Prof. Dr. Thales R. Souza

Co- Orientador (a): MSc Diego da Silva Carvalho

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2019

S676p Soares, Iara Regina Cunha

2019 Participação do quadril do membro de apoio na rotação axial da pelve durante o chute do futebol: uma descrição dos fluxos de energia. [manuscrito] / Iara Regina Cunha Soares – 2019.

47 f.: il.

Orientador: Thales Resende Souza

Coorientador: Diego da Silva Carvalho

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

Bibliografia: f. 35-41

1. Futebol. 2. Membros inferiores. 3. Biomecânica. I. Souza, Thales Resende. II. Carvalho, Diego da Silva. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76

RESUMO

Introdução: Estudos prévios descrevem a biomecânica dos membros inferiores no plano sagital no futebol. Entretanto, a rotação da pelve no plano transversal parece contribuir para levar o membro inferior de chute à frente. Assim, uma contribuição deficitária dessa rotação poderia gerar compensações nas articulações do membro de chute, que poderiam estar relacionadas com sobrecargas teciduais. O torque e as transferências de energia cinética no quadril do membro de apoio podem influenciar nas rotações da pelve no plano transversal. Entretanto, essa influência ainda não foi investigada. Portanto, o objetivo desse estudo foi descrever o torque articular e as potências articular e segmentar (pelve e coxa) do quadril do membro de apoio, para caracterizar os fluxos de energia entre quadril, coxa e pelve. Essa descrição permite compreender a influência do quadril do membro de apoio na rotação pélvica durante o chute do 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) foi realizada para estimar as trocas de energia cinética envolvendo os segmentos e as articulações. **Resultados:** Os resultados demonstraram que o quadril do membro inferior de apoio possui contribuição cinética importante para os movimentos da pelve no plano transversal e durante o chute. Essa contribuição se deu, predominantemente, por meio de momentos articulares excêntricos produzidos pelos tecidos rotadores laterais do quadril que absorveram grande quantidade de energia mecânica da pelve desacelerando seu movimento de rotação anterior em direção ao membro inferior de apoio, contribuindo assim, posteriormente, para o movimento segmentar sequencial proximal-distal do membro inferior de chute em direção à bola. **Conclusão:** 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 do quadril de membro inferior de apoio com os objetivos de prevenir e/ou tratar lesões musculoesqueléticas. **Palavras-chave:** Futebol. Chute. Tronco. Momento interno. Potência. Fluxos de energia.

ABSTRACT

Introduction: Previous studies describe the biomechanics of the lower limbs in the sagittal plane in soccer. However, the rotation of the pelvis in the transverse plane seems to contribute to bring the lower kick member forward. Thus, a deficit contribution of this rotation could generate compensations in the joints of the kick member, which could be related to tissue overloads. Torque and kinetic energy transfers to the supporting limb hip may influence the pelvic rotations in the transverse plane. However, this influence has not been investigated yet. Therefore, the objective of this study was to describe the articular torque and the joint and segmental powers (pelvis and thigh) of the supporting limb hip to characterize the energy flows between hip, thigh and pelvis. This description makes it possible to understand the influence of the support member hip on the pelvic rotation during soccer kicking. **Materials and Methods:** A cross-sectional observational study was performed with eighteen soccer amateur men (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. A power flow analysis was performed to estimate the kinetic energy changes involving the segments and the joints. **Results:** The results demonstrated that the lower limb of the support member has an important kinetic contribution to the movements of the pelvis in the transverse plane and during the kick. This contribution occurred predominantly through eccentric joint moments produced by the lateral rotating tissues of the hip that absorbed large amounts of mechanical energy from the pelvis by decelerating the anterior rotation movement towards the lower support member, thus contributing to the proximal-distal segmental movement of the lower kick member toward the ball. **Conclusion:** 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 lower limb support hip with the goals of preventing and / or treating musculoskeletal injuries.

Keywords: Soccer. Internal Moment. Power. Energy flows.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	Modelo biomecânico tridimensional de segmentos rígidos livres utilizado, criado no <i>software</i> Visual 3D.....	14
Figura 2-	Utilização do <i>Codamotion Pointer</i> para determinação dos marcadores anatômicos virtuais.....	14
Figura 3-	Disposição dos marcadores anatômicos e de rastreamento no corpo do participante.....	16
Figura 4-	Visão geral do <i>setup</i> de avaliação da cinemática e cinética do chute.....	19
Figura 5-	Sistema de coordenadas dos segmentos pé, perna, coxa, pelve, troncos superior e inferior	21

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 pósterosuperiores
CMC -	Coefficiente de múltipla correlação
DP -	Desvio padrão
MI -	Membro inferior
TS -	Tronco superior
$T_{conc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$ -	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 segmentos:

SUMÁRIO

RESUMO.....	4
ABSTRACT	5
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	6
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	7
1 INTRODUÇÃO.....	9
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	12
2.1 <i>Delineamento do estudo e amostra</i>	12
2.2 <i>Avaliação cinemática e cinética do chute</i>	12
2.3 Processamento de dados.....	20
2.4 Redução de dados	21
2.5 <i>Análise Estatística</i>	25
3 RESULTADOS	26
4 DISCUSSÃO	28
5 CONCLUSÃO.....	34
REFERÊNCIAS.....	35
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	42
APÊNDICE B – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DOS PARTICIPANTES	44
ANEXO – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (COEP)	47

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, a Federação Internacional de Futebol Associação (FIFA) possui 211 organizações esportivas privadas associadas que representam o esporte em países ou em um território. Sendo assim, o futebol é o esporte mais popular do mundo, jogado em todos os continentes. (FIFA, 2018). Considerando a importância deste esporte, há um crescente interesse no entendimento dos movimentos realizados durante o futebol, principalmente sobre a biomecânica do chute e o que pode contribuir para o aumento do desempenho do jogador nessa atividade. Compreender os estresses mecânicos aplicados aos tecidos biológicos durante o gesto do chute na prática do futebol pode facilitar a intervenção através de programas de prevenção de lesões, reduzir custos financeiros, evitar atrasos no retorno à competição e facilitar o desenvolvimento de medidas de reabilitação para promover um retorno seguro do atleta ao esporte. (LEES; NOLAN, 1998; FONSECA *et al.*, 2011).

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 movimento de chute, os segmentos realizam o deslocamento nos planos frontal, sagital e transversal do corpo, assim a capacidade da habilidade de chutar deve ser idealmente avaliada através de uma análise tridimensional considerando aspectos cinemáticos e cinéticos. (LEES *et al.*, 2010, FONSECA *et al.*, 2011). Por fins didáticos, as descrições da biomecânica do chute com o dorso do pé têm se concentrado sobre o comportamento cinemático do membro inferior de balanço no plano sagital e são divididas em quatro fases consecutivas: Balanço posterior; Preparação da perna; Aceleração da perna e Desaceleração da perna (NUNOME *et al.*, 2002; BROPHY *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Apesar de a mecânica do membro inferior de balanço ser frequentemente ressaltada para o entendimento da mecânica do chute, o membro inferior de apoio parece influenciar de forma significativa no gesto, porém há poucos estudos que investigaram esse papel da perna de apoio descritos na literatura. (LEES *et al.*, 2010, INUONE *et al.*, 2014).

Teoricamente a perna de apoio possui dois papéis principais durante o chute: resistir à grande força externa a fim de estabilizar o corpo, uma vez que do ponto de vista da visão dinâmica a perna de apoio é a única parte do corpo que recebe a força externa (i.e. força de reação do solo) atingindo mais de duas vezes o peso corporal do jogador (KATIS & KELLIS, 2010; KELLIS *et al.*, 2004; ORLOFF *et al.*, 2008; INUOME *et al.*, 2014); e influenciar na dinâmica da mecânica do segmento proximal ao distal contribuindo para um movimento sequencial da perna de balanço (da pelve ao membro inferior de chute até o impacto com a bola). (NUNOME & IKEGAMI, 2005; PUTNAM, 1991; INUOME *et al.*, 2014). Estudos prévios demonstraram que o movimento de rotação da pelve no plano sagital coincide com o momento de apoio da perna de suporte ao solo e que esse comportamento precede a sequência de ação segmentar proximal-distal da perna de balanço (LEVANON & DAPENA, 1998; NUNOME *et al.*, 2002). Entretanto, a rotação da pelve no plano transversal parece contribuir para levar o membro inferior de chute à frente (NUNOME *et al.*, 2002; INUONE *et al.*, 2014). Lees *et al.* (2010) descreve que as forças de reação do solo após o toque da perna de apoio ao solo são dirigidas nas direções póstero-lateral para o lado da perna de apoio e que essas forças associadas ao achado de velocidade angular reduzida do quadril sugerem que o movimento do corpo é predominantemente desacelerado durante a ação do chute. Esta desaceleração parece ter benefícios para estabilizar o gesto, permitindo que forças musculares sejam produzidas e transmitidas para influenciar o movimento da perna de chute. Deste modo, uma contribuição deficitária da rotação da pelve poderia gerar compensações nas articulações do membro de chute, como um aumento do torque flexor do quadril, que poderiam estar relacionadas com sobrecargas teciduais (LEES *et al.*, 2010).

Assim, pode-se dizer que existe uma ligação cinética entre o membro inferior de apoio e o de balanço durante o chute máximo com o dorso do pé (LEES *et al.*, 2010; LEVANON & DAPENA, 1998; NUNOME *et al.*, 2002; INUONE *et al.*, 2014), mas exatamente como os fluxos de energia mecânica do quadril do membro inferior de apoio contribuem para facilitar a rotação da pelve em direção ao membro inferior de apoio e o deslocamento anterior coordenado da perna de balanço durante o chute ainda é desconhecido. Portanto, torna-se relevante compreender os fatores que afetam a rotação da pelve no plano transversal, durante o chute. Os torques e as transferências de energia cinética no quadril do membro de apoio podem influenciar

nas rotações da pelve no plano transversal. Entretanto, essa influência ainda não foi investigada. Não se sabe, por exemplo, se os torques existentes no quadril do membro de apoio, auxiliam na aceleração ou se desaceleram a rotação anterior da pelve. Isso dificulta compreender, por exemplo, se os músculos rotadores mediais do quadril de apoio podem auxiliar a levar o membro de chute à frente e, assim, se sua função pode ser alvo de intervenção para melhora do desempenho do chute ou para prevenção de lesões. Portanto, o objetivo desse estudo foi descrever o torque articular e as potências articular e segmentar (pelve e coxa) do quadril do membro de apoio, para caracterizar os fluxos de energia entre quadril, coxa e pelve. Essa descrição permite compreender a influência do quadril do membro de apoio na rotação pélvica durante o chute do futebol.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento do estudo e amostra

A amostra foi constituída por dezoito jogadores praticantes amadores de futebol (idade: $24,0 \pm 4,1$ anos, altura: $1,73 \pm 0,07$ m, massa: $69,57 \pm 10,5$ kg, IMC: $22,86 \pm 2,89$ kg / m²) selecionados por conveniência para participar deste estudo observacional transversal. Os procedimentos de teste deste estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição (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. Os critérios de inclusão foram: dominância do pé direito; idade entre 18 e 35 anos; índice de massa corporal de 28 kg / m² ou menos; jogar futebol como atividade de lazer pelo menos uma vez por semana por um período mínimo de um ano; ausência de lesões musculoesqueléticas e/ou cirurgia nos membros inferiores, pelve ou tronco nos últimos 12 meses; e ausência de sintomas osteomusculares nos últimos três meses. Os critérios de exclusão foram: presença de algum desconforto durante os testes de chute; consumo de drogas ou álcool nas 24 horas anteriores à coleta de dados e envolvimento em qualquer tipo de treinamento físico ou exercício. Esses últimos critérios foram adotados para evitar a interferência da fadiga, dor muscular tardia ou outros efeitos adversos na realização do chute máximo do dorso do pé.

2.2. Avaliação cinemática e cinética do chute

Para a avaliação cinemática do chute foi utilizado o sistema de análise de movimento tridimensional Codamotion (Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra) com quatro unidades de captura para marcadores ativos, configurado para rastrear a uma frequência de amostragem de 100 Hz. Para obtenção dos dados cinéticos foi utilizada uma plataforma de força OR6-6 (Advanced Mechanical Technology Inc. - AMTI, Watertown, EUA), 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. 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).

Trinta e três marcadores ativos fixados em clusters foram utilizados para rastrear as mudanças de posições de nove segmentos corporais: tronco superior (tórax), tronco inferior (lombar), pelve, coxas, pernas e pés (Figura 1A e B). Um marcador ativo foi fixado ao solo, logo abaixo da bola, para definição do momento exato de partida da bola (ASSIS, 2013). Um sistema de coordenadas tridimensional local eixos X, Y, Z, (o eixo Y corresponde à direção ântero-posterior, o eixo X à direção médio-lateral e o eixo Z à direção longitudinal), 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 2)

Figura 1 – Modelo biomecânico tridimensional de segmentos rígidos livres utilizado, criado no *software* Visual 3D.

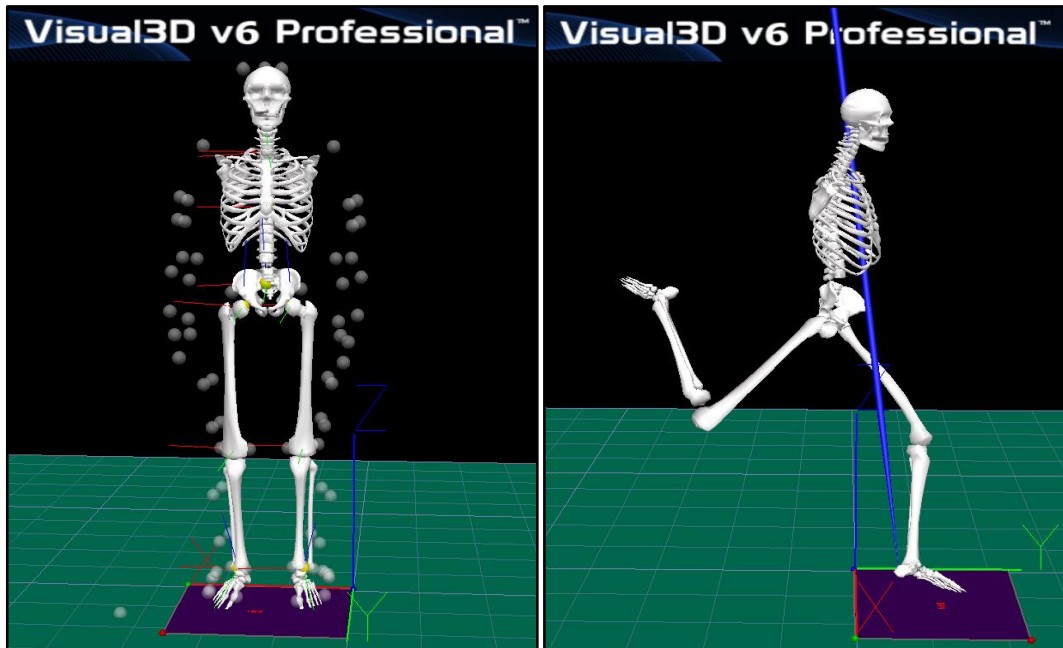
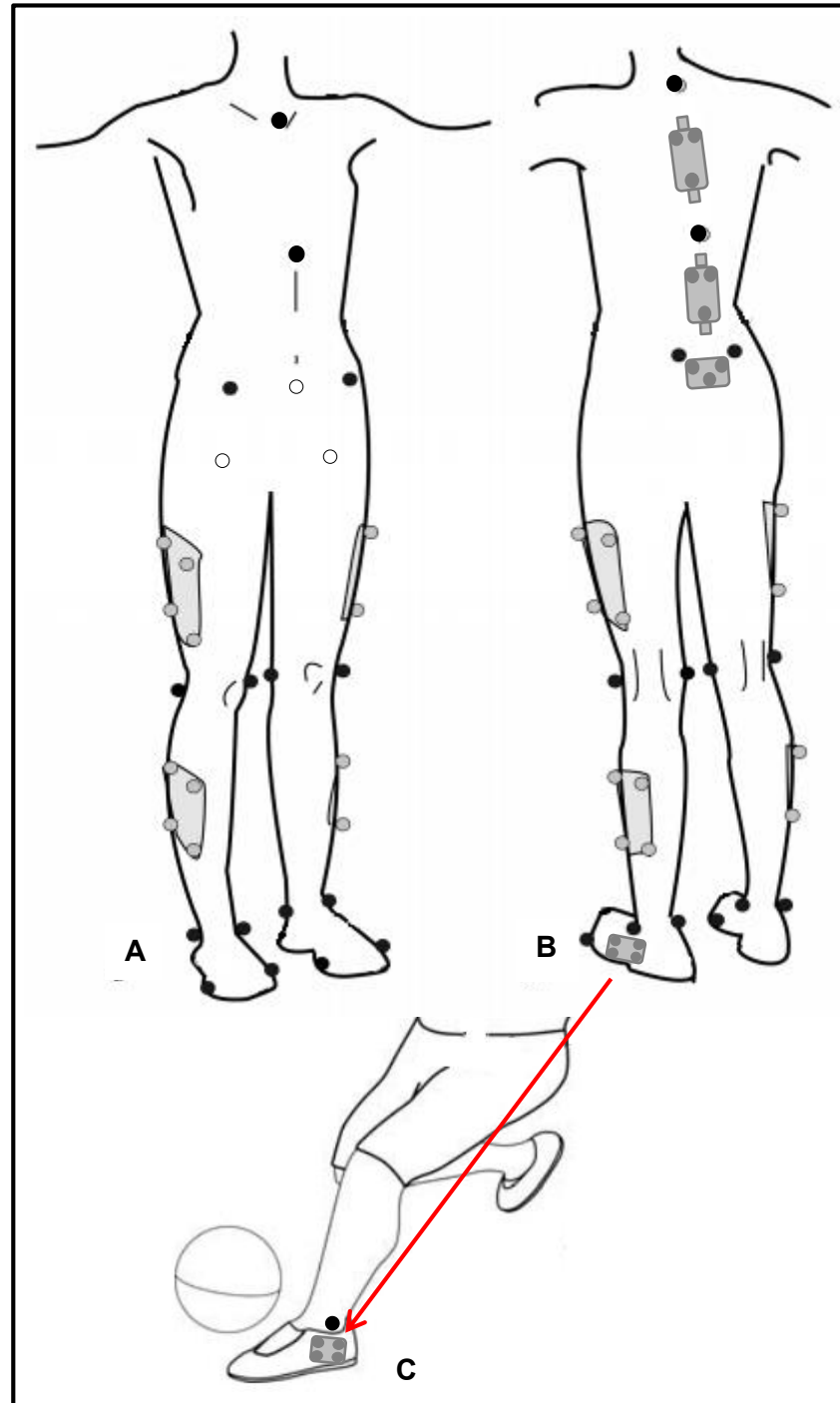


Figura 2 – Utilização do *Codamotion Pointer* para determinação dos marcadores anatômicos virtuais.



Os marcadores anatômicos utilizados como referências foram: as cabeças do primeiro e quinto metatarsos (palpadas nos calçados dos participantes); maléolos medial e lateral da perna; os epicôndilos medial e lateral do fêmur (SINCLAIR *et al.*, 2014); o centro da articulação do quadril (estimado com base em equações de regressão) (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015); espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) e espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS) (foi utilizado o modelo Visual3D Composite Pelvis) (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015); o centro da pelve (posteriormente criado no software Visual3D como um ponto médio entre ASIS e PSIS); o processo xifóide e o ponto posterior na linha média da coluna vertebral marcado na mesma altura que o processo xifóide (isto é, processo xifóide posterior); a incisura jugular e o ponto posterior na linha média da coluna vertebral marcado na mesma altura que o incisura jugular (isto é incisura jugular posterior) (DE LEVA *et al.*, 1996, IINO *et al.*, 2012) (Figura 3A, B e C). Os marcadores técnicos anatômicos e virtuais também foram usados para definir posteriormente as dimensões e propriedades inerciais dos segmentos (DE LEVA *et al.*, 1996; DEMPSTER *et al.*, 1995; HANAVAN *et al.*, 1964).

Figura 3 – 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.



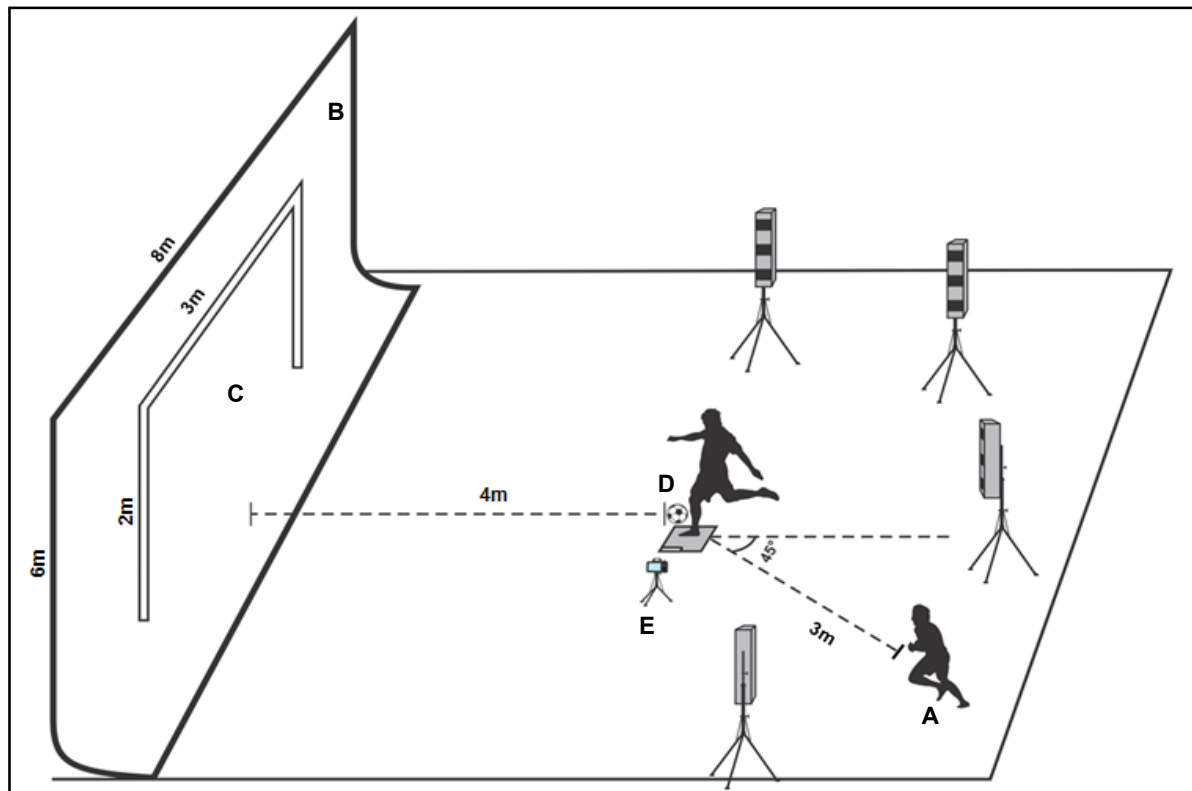
Nota: os marcadores representados em cinza foram utilizados somente para rastreamento dos segmentos corporais. Os marcadores representados em preto foram utilizados somente para definição dos segmentos corporais e construção do modelo biomecânico de corpos rígidos. Os marcadores representados em vermelho 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 4A). 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 4A). 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 (Gemini, Gemini 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 4B). 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 4C). 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 4D). 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 4E). 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 4 – 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.

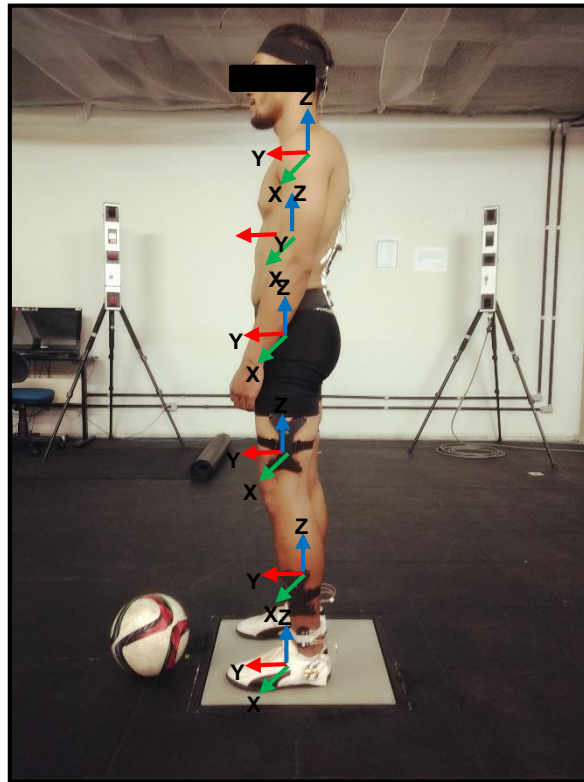
O participante realizou chutes até que sete fossem considerados válidos para análise. Foi estabelecido um limite máximo de 15 chutes, a fim de evitar qualquer alteração do movimento dada por fadiga muscular (APRIANTONO, 2006; KELLIS; KATIS, 2007; FERRAZ, 2012). Um intervalo de descanso de um minuto foi 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 Processamento de dados

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 5).

Figura 5 – 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).

2.4 Redução de dados

A cinemática angular no plano transversal dos segmentos modelados e das articulações que conectam esses segmentos foi calculada, para objetivos de

descrição do movimento. As séries temporais dos movimentos angulares foram obtidas em graus de todos os segmentos modelados em relação sistema de coordenadas do laboratório (ângulos segmentares), no plano transversal. 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 o cálculo dos momentos articulares, em Nm, utilizando o método da dinâmica inversa, com a sequência de cálculo iniciada a partir dos pés (ROBERTSON *et al.*, 2014; WINTER *et al.*, 2009). Um momento articular agindo a favor do movimento articular foi denominado momento concêntrico. Um momento articular agindo contrário ao movimento articular foi denominado momento excêntrico. Momentos articulares foram normalizados pela massa corporal dos participantes (Nm/kg). A partir dos deslocamentos angulares e momentos articulares calculados, foi realizada uma análise de fluxo de energia (power flow). As potências articulares e as potências nas extremidades de cada segmento constituindo uma articulação (ou seja, a potência distal do segmento proximal (P_p) e a potência proximal do segmento distal (P_d) em Watts/kg) foram calculados para estimar a transferências de energia cinética envolvendo os segmentos e suas respectivas articulações (ROBERTSON *et al.*, 1980). As potências articulares caracterizam as transferências de energia entre segmentos e as potências proximal e distal caracterizam as transferências segmento-a-segmeneto. Esses potências foram expressas da seguinte forma (NOVAK *et al.*, 2011):

$$P_j = M_j (w_p - w_d) = P_p + P_d = M_{jp} w_p + M_{jd} w_d$$

Onde P_j é a potência articular; M_j é o momento articular; w_p é a velocidade angular do segmento proximal da articulação; w_d é a velocidade angular do segmento distal da articulação; P_p é a potência proximal (isto é, potência distal do segmento proximal da articulação); P_d é a potência distal (isto é, potência proximal do segmento distal da articulação); M_{jp} é o momento articular atuando no segmento proximal; M_{jd} é o momento articular atuando no segmento distal.

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

transverso 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: (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: $T_{exc}(S \rightarrow A \rightarrow S)$).

Potências articulares positivas indicaram geração de energia da articulação para um ou ambos os segmentos adjacentes. Potências articulares negativas indicaram absorção de energia pela articulação de um ou ambos os segmentos adjacentes. Potências proximais ou distais positivas indicaram entrada de energia para o segmento correspondente, da articulação e/ou do segmento adjacente. Potências proximais ou distais negativas indicaram saída de energia do segmento correspondente, para a articulação e/ou do segmento adjacente. Seguindo uma abordagem utilizada por Robertson e Winter (1980) (ROBERTSON *et al.*, 1980), as seguintes condições de transferência foram definidas: (a) transferência de energia concêntrica (transferência entre segmentos mais geração pela articulação aos segmentos), (b) transferência de energia excêntrica (transferência entre segmentos

mais absorção pela articulação dos segmentos), (c) concêntrico sem transferência (geração pela articulação aos segmentos), (d) excêntrico sem transferência (absorção pela articulação dos segmentos), (e) quase transferência de energia isométrica (transferência entre segmentos com geração muito pequena ou absorção pela articulação). O método descrito por McGibbon et al. (2001) (McGIBBON *et al.*, 2001) foi utilizado. No entanto, em vez de relatar valores separados de gasto de energia mecânica para as situações de transferência concêntrica, transferência excêntrica e nenhuma transferência (McGIBBON *et al.*, 2001), os gastos dessas situações dentro do ciclo de chute foram somados para obter um único valor total, em J/kg. A definição do gasto energético (McGIBBON *et al.*, 2001) considera as transferências de energia segmento-a-segundo realizadas pela articulação, o que difere do trabalho articular tradicionalmente utilizado, que considera apenas a energia absorvida ou gerada pela articulação (ROBERTSON *et al.*, 1980). Assim, evita-se, por exemplo, considerar o gasto de energia em uma dada articulação como zero, em uma situação na qual a potência e o trabalho articular são zero, mas essa articulação está transferindo energia entre os segmentos adjacentes (McGIBBON *et al.*, 2001).

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). 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).

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 1).

Tabela 1 – 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

2.5 Análise Estatística

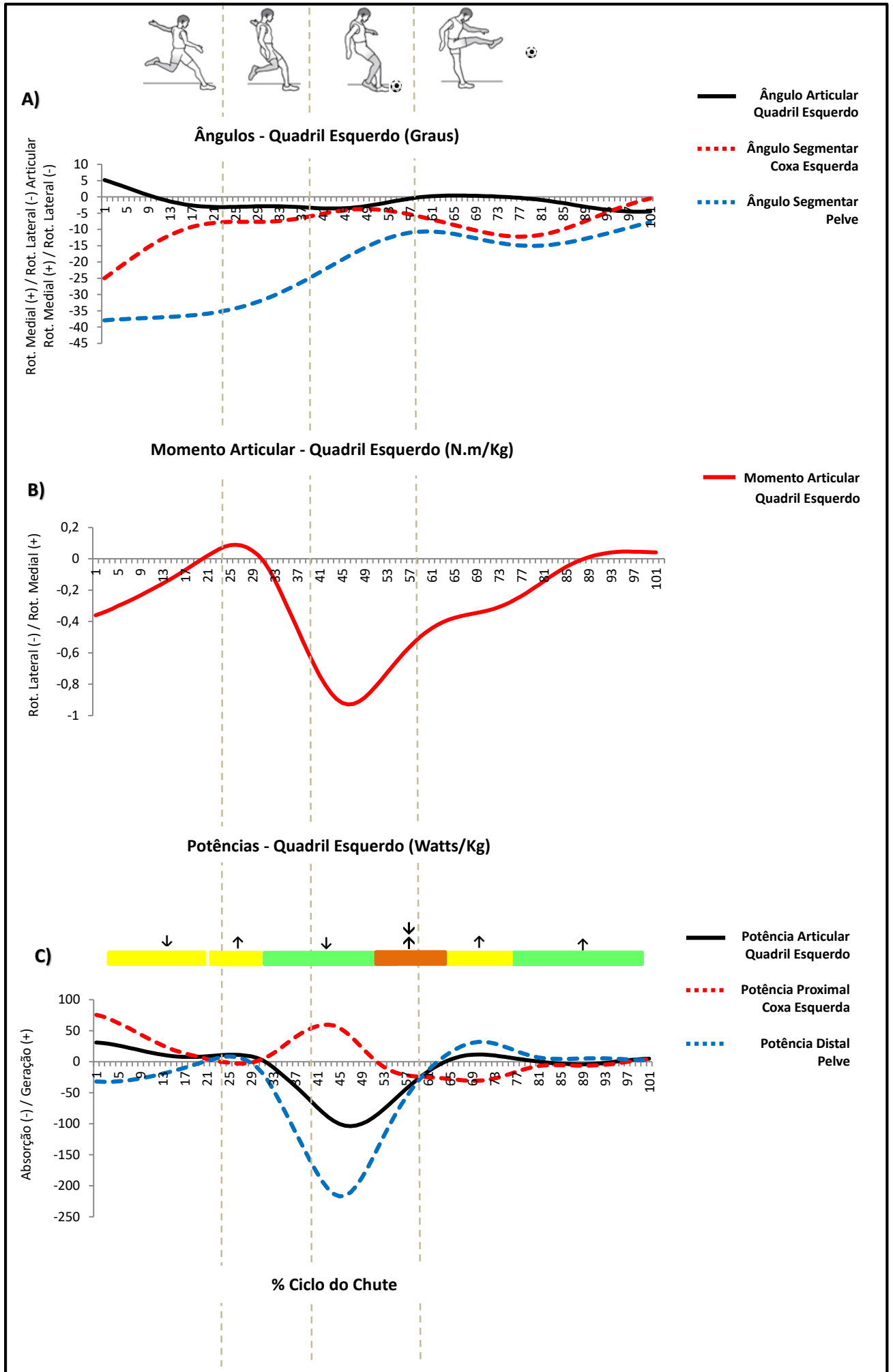
A análise descritiva dos movimentos, torques e potências durante o chute com força máxima foi realizada por meio da construção das curvas médias de todos os participantes, com 101 pontos (quadros), incluindo o desvio padrão em cada ponto.

3 RESULTADOS

As curvas dos valores médios dos ângulos articulares e segmentares, momentos articulares e potências articulares e segmentares do quadril do membro inferior de apoio (i.e esquerdo) demonstrando as transferências de energia do quadril para os segmentos pelve e coxa (potência articular) e de segmento para segmento (potências proximal e distal) durante o chute são apresentadas no Gráfico 1. Situações com transferência de energia de um segmento ao outro por meio da articulação do quadril esquerdo foram predominantes (i.e transferências concêntricas e excêntricas) ao longo do ciclo do chute, as quais são representadas pelas potências proximais e distais claramente diferentes de zero e pelas barras verde claro e amarelo claro no Gráfico 1C. Podemos observar que do início do ciclo do chute até o momento de impacto com a bola (0 a 59%), o papel, predominante, do quadril do membro inferior de apoio no plano transversal foi de absorver energia mecânica da pelve e desacelerar seu movimento de rotação anterior em direção ao membro de apoio por meio de um momento excêntrico produzido pelos tecidos rotadores laterais do quadril. Apenas em uma pequena parte do ciclo do chute (21 a 28%) a articulação do quadril do membro de apoio gera energia mecânica para a pelve acelerando seu movimento de rotação anterior por meio de um momento concêntrico produzido pelos tecidos rotadores mediais do quadril contribuindo assim, para o deslocamento anterior do membro inferior de chute em direção à bola. As direções de fluxo serão descritas e interpretadas em termos de estratégias mecânicas para produzir os movimentos angulares do quadril esquerdo na seção de discussão.

Gráfico 1: 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 (ausente nesse gráfico) indica uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos (T conc (S←A→S)); amarelo claro indica transferência concêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação (T conc (S→A→S)); verde escuro indica transferência excêntrica de energia dos segmentos para a articulação (T exc (S→A←S)); e verde claro indica uma transferência excêntrica de energia de um segmento a outro, por meio da articulação (T exc (S→A→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.



4 DISCUSSÃO

O presente estudo estimou e descreveu fluxos de energia mecânica entre os segmentos pelve e coxa e a articulação do quadril do membro inferior de apoio, ocasionados pelos momentos articulares no plano transversal, durante a realização do chute máximo com o dorso do pé. Os padrões da cinemática articular e momentos de força foram semelhantes a estudos realizados anteriormente (Inuone et al., 2014, Less et al. 2010). Embora tenha sido descrito por outros autores que os momentos articulares e/ou a força de reação do solo atuando sobre o membro inferior de apoio possam interferir na rotação horizontal da pelve (Andersen & Dörge, 2011), descrições sobre como fluxos de energia mecânica agindo na articulação do quadril de apoio podem contribuir para a rotação da pelve em direção ao membro inferior de apoio e conseqüentemente, para o deslocamento anterior do membro inferior de chute em direção à bola, não estão bem esclarecidas. Para a extensão do nosso conhecimento, a cinemática, cinética e transferências de energia (potências articulares, proximal e distal) do quadril do membro inferior de apoio no plano transversal nunca foram relatadas anteriormente. Os resultados apresentados no Gráfico 1 demonstraram que o quadril do membro inferior de apoio possui contribuição cinética importante para os movimentos da pelve no plano transversal durante o chute. Essa contribuição se deu, predominantemente, por meio de momentos articulares excêntricos produzidos pelos tecidos rotadores laterais do quadril que absorveram grande quantidade de energia mecânica da pelve desacelerando seu movimento de rotação anterior em direção ao membro inferior de apoio, contribuindo assim, posteriormente, para o movimento segmentar sequencial proximal-distal do membro inferior de chute em direção à bola.

Durante a fase de balanço posterior (aproximadamente 0 a 22%), a articulação do quadril esquerdo move-se em rotação lateral. Os segmentos coxa e pelve movem em uma mesma direção de movimento em relação ao espaço. A coxa move-se em rotação lateral e a pelve em sentido anti-horário, porém a coxa move-se em maior velocidade angular em relação à pelve. Ao longo desse período do ciclo de chute, 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 de rotação lateral concêntrico gera energia para a coxa e transfere energia da pelve para a coxa (Gráfico 1).

Na primeira metade da fase de preparação da perna (aproximadamente 22 a 30%), a articulação do quadril esquerdo move-se agora em rotação medial. Os segmentos coxa e pelve movem-se em uma mesma direção de movimento em relação ao espaço, a coxa move-se minimamente em rotação lateral e a pelve move-se em sentido anti-horário com grande velocidade angular. 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 de rotação medial concêntrico gera energia para a pelve e transfere energia da coxa para a pelve, acelerando seu movimento de rotação.

Inuone et al. (2014) descreveram o papel cinético do membro inferior de apoio na biomecânica e desempenho do chute máximo com o dorso do pé e demonstraram uma interação dinâmica entre o quadril do membro inferior de apoio e a pelve durante o gesto. Os resultados do presente estudo corroboram com os achados desses autores quando dividimos a análise do ciclo do chute em duas grandes fases: (1) fase aérea (antes do contato do pé de apoio com o solo), aproximadamente 0 a 27% do ciclo de chute; e (2) fase de suporte (do instante de contato do pé de apoio com o solo até o momento de impacto do pé de chute com a bola), aproximadamente 28 a 59%. Observamos que o movimento angular da pelve no plano transversal não apresentou mudanças marcantes antes do contato do pé de apoio com o solo (i.e fase aérea). Somente em instantes antes e logo após o momento de aterrissagem do pé de apoio (aproximadamente 27%) foi observada uma variação repentina no movimento angular da pelve que permaneceu crescente até a metade da fase de apoio (aproximadamente 43%). O momento articular de rotação medial concêntrico produzido pelos tecidos rotadores mediais do quadril de apoio, contribuiu para gerar energia para a pelve e transferir energia da coxa para a pelve nesses instantes, acelerando o movimento de rotação em direção à perna de apoio. Tais achados, são consistentes com resultados encontrados por Inuone et al. (2014). De acordo com esses autores, o contato da perna de apoio com o solo parece desencadear a rápida rotação pélvica no sentido anti-horário, devido a forças de reação articular agindo no membro inferior de apoio causada pela grande força de reação do solo (duas vezes o peso corporal total) (KATIS & KELLIS, 2010; KELLIS *et al.*, 2004; ORLOFF *et al.*, 2008; INUONE *et al.*, 2014). Assim, essa grande quantidade de energia gerada pelo contato da perna de apoio com o solo pode ter sido transferida ao longo da cadeia cinética para a pelve por meio da articulação do quadril de apoio, favorecendo sua rotação axial e

consequentemente, para o deslocamento anterior de membro de inferior de chute em direção à bola.

No final da fase de preparação da perna e durante parte da fase de aceleração da perna (aproximadamente 30 a 51%), a articulação do quadril esquerdo continua a mover, predominantemente, em rotação medial. Os segmentos coxa e pelve movem-se em uma mesma direção de movimento, a coxa em rotação lateral e a pelve em sentido anti-horário, contudo, a pelve move-se agora com maior velocidade angular em relação à coxa. Ao longo desse período do ciclo de chute, 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 de rotação lateral excêntrico absorve uma grande quantidade de energia da pelve e transfere para a coxa, desacelerando agora, seu movimento de rotação em direção ao membro inferior de apoio. Ao final da fase de aceleração da perna e um primeiro momento da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 51 a 64%), a articulação do quadril esquerdo continua a se mover em rotação medial, os segmentos coxa e pelve movem-se agora em direções opostas de movimento, a coxa move-se em rotação medial e a pelve em sentido anti-horário, contudo, a coxa com maior velocidade angular em relação à pelve. 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 de rotação lateral excêntrico absorve energia da pelve e da coxa.

Observamos em nossos resultados, que nos instantes da fase de apoio que antecedem o impacto do pé de chute com a bola, o deslocamento angular da pelve diminuiu, indicando que os momentos articulares excêntricos produzidos pelos tecidos rotadores laterais do quadril da perna de apoio agem na pelve realizando uma desaceleração da sua rotação horizontal como sugerido por Nunome, Ikegami et al. (2006) e Inuone et al. (2014). Essa absorção inicial de energia da pelve (aproximadamente 30 a 51%) e depois, da pelve e da coxa (aproximadamente 52 a 59%) nos instantes antes do impacto com a bola, pode ter sido utilizada para criar uma estabilidade local (i.e estabilidade pélvica) para o movimento rápido e sequencial da perna de chute posteriormente. A rápida desaceleração da pelve nos instantes antes do impacto com a bola parece favorecer o movimento sequencial proximal-distal da perna de chute em direção à bola (efeito chicote). Os achados, portanto, sugerem

que os movimentos observados no membro de chute estariam sendo influenciados por outros momentos devido a forças gravitacionais e intersegmentares, como os movimentos momento-dependentes (velocidade e aceleração) dos segmentos adjacentes. Dessa forma, o quadril do membro inferior de apoio contribui para o deslocamento coordenado da pelve em direção ao membro inferior de apoio desacelerando a sua rápida rotação.

Em um segundo momento da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 64 a 81%), a articulação do quadril esquerdo move-se predominantemente em rotação lateral, os segmentos coxa e pelve movem-se na mesma direção de movimento, a coxa em rotação medial e a pelve em sentido horário, porém a pelve move-se com maior velocidade angular. 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 de rotação lateral concêntrico gera energia para a pelve e transfere energia da pelve para a coxa. Ao final da fase de desaceleração da perna (aproximadamente 81 a 94%) a articulação do quadril esquerdo continua a mover-se em rotação lateral, os segmentos coxa e pelve movem-se ainda em uma mesma direção de movimento, porém agora, a coxa move-se em rotação lateral e a pelve em sentido anti-horário. 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 de rotação lateral excêntrico absorve uma pequena quantidade de energia da coxa e transfere para a pelve. 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 de rotadores laterais e desaceleração dos movimentos.

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. Essas condições patológicas podem estar em algumas situações, relacionadas à demandas para tecidos que produzem os momentos articulares descritos e/ou fluxos de energia inapropriados entre o quadril do membro inferior de apoio, a pelve e o membro inferior de chute, impondo demandas aumentadas sobre as estruturas lombopélvicas, do quadril, joelho e/ou tornozelo. (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011).

Ao longo do ciclo do chute, observamos uma predominância de momentos de rotação lateral excêntricos na articulação do quadril do membro inferior de apoio, responsáveis na maior parte por desacelerar o movimento rotação da pelve em direção ao membro inferior de apoio. Durante a fase de apoio do chute, por exemplo, uma participação deficitária do quadril de apoio nos fluxos de energia para a pelve e o membro inferior de balanço poderia resultar em uma sobrecarga nas articulações, músculos e outros tecidos moles distais do quadril do membro inferior de apoio. Alterações na força muscular do quadril como fraqueza excêntrica e/ou diminuição da rigidez passiva dos músculos rotadores laterais, poderia resultar em alterações na amplitude de movimento (ADM) como aumento da rotação medial de quadril podendo contribuir para padrões alterados de movimento dinâmico que são conhecidos por aumentar o risco de lesões em MMII. (NGUYEN *et al.*, 2016). A fraqueza excêntrica e/ou diminuição da rigidez passiva dos músculos rotadores laterais associada a redução do torque abductor do quadril e ao aumento da pronação do pé durante o movimento da fase de pouso do membro inferior de apoio pode resultar em valgismo dinâmico do joelho, frequentemente relacionado a lesões e disfunções de joelho, como ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), síndrome patelofemoral e tendinopatia patelar (BITTENCOURT, 2010). Evidências da literatura sugerem que o risco de lesão do LCA, uma das lesões mais dramáticas da carreira do jogador de futebol, é multifatorial e envolve fatores biomecânicos, anatômicos, hormonais e neuromusculares. Um dos fatores de risco biomecânicos mais frequentes, associado à lesão do LCA, é representado pelo valgismo dinâmico de joelho nos movimentos de giro e corte e na fase de pouso após o salto (BISCIOTTI *et al.*, 2019).

A fraqueza excêntrica e/ou diminuição da rigidez passiva dos músculos rotadores laterais associada ao aumento da rotação medial de quadril e aumento da

pronação de pé pode ser um dos fatores de risco biomecânicos associados à fascíte plantar relatada em diferentes esportes, principalmente em atletas de corrida e futebol (PETRAGLIA et al., 2017). Além de resultar também em maior gasto energético em relação aos indivíduos com maiores níveis de rigidez passiva de rotadores laterais de quadril durante a marcha e corrida (PRINS et al., 2009). Sabe-se também que a restrição de rotação interna de quadril e a baixa capacidade de absorção de impacto do membro inferior de apoio está associada a osteíte púbica frequentemente observada em jogadores de futebol. (AZEVEDO, et al. 1999). A restrição de rotação medial de quadril pode estar associada à baixa rigidez de rotadores laterais de quadril que podem sobrecarregar a articulação sacroílica levando a instabilidade e movimentos inadequados da pelve quando em apoio unipodal e conseqüentemente gerar disfunções dessa articulação. Dessa forma, desenvolver estratégias na prática clínica para atingir níveis adequados de rigidez tecidual dos jogadores de futebol podem ser necessários para garantir uma transferência eficiente de energia entre os segmentos da cadeia cinética melhorar o desempenho do chute e/ou evitar lesões (HEWETT et al., 1999).

Apesar das descrições apresentadas, vale reconhecer que os resultados do presente estudo apenas sugerem demandas para alguns músculos e/ou tecidos passivos específicos durante a realização desse gesto esportivo. Além disso, os achados não fornecem informações sobre outra possível fonte de influência no movimento de rotação da pelve no plano transversal, como por exemplo a provável contribuição da articulação lombo-pélvica, que poderia revelar o papel dos músculos de tronco (coluna e abdominais) para rodar a pelve no plano transversal.

5 CONCLUSÃO

As direções dos movimentos e momentos articulares, associados aos fluxos de energia observados, demonstraram que o quadril do membro inferior de apoio possui contribuição cinética importante para os movimentos da pelve no plano transversal durante o chute. Essa contribuição se deu, predominantemente, por meio de momentos articulares excêntricos produzidos pelos tecidos rotadores laterais do quadril que absorveram grande quantidade de energia mecânica da pelve desacelerando seu movimento de rotação anterior em direção ao membro inferior de apoio, contribuindo assim, posteriormente, para o movimento segmentar sequencial proximal-distal do membro inferior de chute em direção à bola. 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, do quadril de membro inferior de apoio 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.
- AZEVEDO DA; PIRES FO; CARNEIRO RL. A pubalgia no jogador de futebol. **Rev Bras Med Esporte**, vol.5 no.6 Niterói Nov./Dec. 1999
- 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.
- BISCIOTTI GN; CHAMARI K; CENA E; BISCIOTTI A; BISCIOTTI A; CORSINI A; Volpi P. Anterior cruciate ligament injury risk factors in football: a narrative review. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, 2019 Apr 30
- 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](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](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](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.

HEWETT TE, LINDENFELD TN, RICCOBENE JV, NOYES FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med* 1999 November;27(6):699-706.

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.

Nguyen AD; EF Zuk; Baellow AL; Pfile KR; DiStefano LJ; Boling MC. Longitudinal Changes in Hip Strength and Range of Motion in Female Youth Soccer Players: Implications for ACL Injury, A Pilot Study, **J Sport Rehabil**. Volume 26 Issue 5, September 2017

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.

Petraglia F; Ramazzina I; Costantino C. Plantar fasciitis in athletes: diagnostic and treatment strategies. A systematic review. **Muscles, Ligaments and Tendons Journal**, 2017;7 (1):107-118

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

PRINS MR, VAN DER WURFF P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. **Aust J Physiother** 2009;55(1):9-15.

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:

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

Critérios de exclusão do estudo:

<input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não	Consumo de novos medicamentos, bebidas alcólicas e/ou estimulantes 24 horas antes da coleta de dados da pesquisa.
<input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não	Realizar algum tipo de treinamento e/ou exercício físico vigoroso 24 horas antes da coleta de dados da pesquisa.
<input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não	Incapacidade de realizar a tarefa de chutar uma bola com o dorso do pé.
<input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> 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*: <input type="checkbox"/> D / <input type="checkbox"/> E / <input type="checkbox"/> A		Telefone:	
Whats app: <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> 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? _____

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. Teima Campos Medeiros Lorentz
Coordenadora do COEP-UFMG