

**Miguel Arcanjo de Assis**

**EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO  
MEMBRO SUPERIOR E TRONCO SOBRE A CINEMÁTICA  
E DESEMPENHO NA TAREFA DE CHUTE**

**Belo Horizonte  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais  
2013**

Miguel Arcanjo de Assis

**EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO  
MEMBRO SUPERIOR E TRONCO SOBRE A CINEMÁTICA  
E DESEMPENHO NA TAREFA DE CHUTE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

**Área de Concentração:** Desempenho Motor e Funcional Humano

**Orientadora:** Prof. Dr<sup>a</sup>. Juliana de Melo Ocarino

**Coorientador:** Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

**Belo Horizonte**  
**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional**  
**Universidade Federal de Minas Gerais**  
**2013**

A848e Assis, Miguel Arcanjo de  
2013 Efeito do fortalecimento de músculos do membro superior e tronco sobre a cinemática e desempenho na tarefa de chute. [manuscrito] / Miguel Arcanjo de Assis – 2013.  
64f. enc.: il

Orientadora: Juliana de Melo Ocarino  
Coorientador: Sérgio Teixeira Fonseca

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

Bibliografia: f. 54-58

1. Cinemática - Teses. 2. Ombro - Teses. 3. Tronco (DeCS) – Teses. 4. Musculação - Teses. 5. Fisioterapia - Teses I. Ocarino, Juliana de Melo, II. Fonseca, Sérgio Teixeira. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 159.943

**Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.**

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

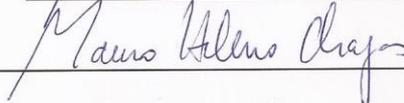
ATA DE NÚMERO 198 (CENTO E NOVENTA E OITO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELO CANDIDATO **MIGUEL ARCANJO DE ASSIS** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.-----

Aos 10 (dez) dias do mês de abril do ano de dois mil e treze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação “EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO MEMBRO SUPERIOR E TRONCO SOBRE CINEMÁTICA E DESEMPENHO NA TAREFA DE CHUTE”. A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Juliana de Melo Ocarino, Mauro Heleno Chagas, Thales Rezende de Souza, sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min 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, Eni da Conceição Rocha, 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, 10 de abril de 2013. -----

Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino



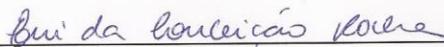
Professor Dr. Mauro Heleno Chagas



Professor Dr. Thales Rezende de Souza



Eni da Conceição Rocha 010400893

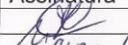
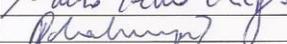


Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

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

**PARECER**

Considerando que a dissertação de mestrado de MIGUEL ARCANJO DE ASSIS intitulada "EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO MEMBRO SUPERIOR E TRONCO SOBRE CINEMÁTICA E DESEMPENHO NA TAREFA DE CHUTE", defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Juliana de Melo Ocarino	SIM	
Mauro Heleno Chagas	SIM	
Thales Rezende de Souza	SIM	

Belo Horizonte, 10 de abril de 2013.

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

Pro<sup>fa</sup>. LEANI SOUZA MÁXIMO PEREIRA  
Coordenadora do Colegiado  
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação  
Inscrição UFMG:06081X Inscrição SIAPE:0319760

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha orientadora professora Dr<sup>a</sup> Juliana Ocarino, pela imensa dedicação e competência na tarefa de me orientar durante todo o processo do mestrado. Obrigado pelo cuidado, pela prontidão, por me ensinar a me organizar melhor, escrever melhor, a trabalhar e raciocinar como pesquisador e por tantos outros ensinamentos que levarei para sempre comigo.

Ao meu coorientador professor Dr. Sérgio Fonseca, pelas intervenções sempre precisas em momentos do processo, desde a formulação do projeto até a sua execução. Você é e sempre será referência de profissional, professor e cientista para mim e tantos outros.

Ao Thiago, companheiro de caminhada desde a graduação, por todas as parcerias que já tivemos e especialmente pela parceria na execução deste projeto. Admiro muito sua dedicação, competência, humildade e persistência em buscar seus objetivos. Tenho certeza de que eles serão alcançados! Obrigado especialmente pela amizade sincera e verdadeira de tantos anos.

À professora Dr<sup>a</sup> Paula Lanna, pelo apoio em diversos momentos da minha formação e pelo aprendizado durante o estágio a docência, e ao professor Dr. Thales Resende, pelo exemplo como pesquisador e pela disponibilidade em contribuir sempre.

Aos meus alunos de iniciação, Alessandra, Clarissa, Diego e Shirlene pela imensa ajuda durante as coletas de dados. Sem vocês esse projeto não seria possível. O apoio e amizade de vocês tornou tudo mais leve e prazeroso.

Aos meus queridos voluntários, sem os quais este trabalho não seria possível. Obrigado pela disponibilidade, compromisso, dedicação e amizade construída ao longo de dois meses de convivência. Levarei cada um de vocês para sempre em minha memória e gratidão.

Às minhas amigas Vivi e Vanessa, pela parceria em diversos projetos e disciplinas e, especialmente, pela amizade construída ao longo destes anos de convivência.

A todos os colegas do LAPREV, pela partilha fraterna e gentil do espaço do laboratório, pela amizade e pelas várias conversas, sempre descontraídas.

Aos diversos amigos da fisioterapia UFMG, pelos anos de convivência prazerosa e por compartilharem comigo das preocupações, anseios e das muitas satisfações que a fisioterapia nos trás. Agradeço especialmente aos amigos da turma de graduação, da Equilibre Fisioterapia, Rafael e Henrique, e da Hidrofitness.

À minha namorada Vanessa, companheira fiel, minha paixão e melhor amiga, pelo imenso amor compartilhado e pela paciência comigo durante todos esses anos. Obrigado por me tornar a cada dia uma pessoa melhor! Te amo!

À família da Vanessa, por me acolherem como filho e serem minha segunda família durante tantos anos.

Agradeço especialmente à minha família, alicerce da minha vida e fonte de tudo que sou e tenho. Aos meus pais, fonte inesgotável de amor e carinho, por me darem a vida e todo o apoio necessário para que eu alcançasse todos os meus objetivos; aos meus irmãos, aos quais admiro muito e são exemplos para mim; às minhas cunhadas, irmãs que a vida me deu e ao meu afilhado Antônio, minha maior fonte de diversão e alegria em vários momentos complicados dos últimos dois anos.

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

## RESUMO

**Introdução:** Durante o movimento de chute no futebol a energia mecânica gerada ou armazenada pelo tronco e pelos membros superiores pode ser transferida para os membros inferiores. Na fase inicial do chute os músculos anteriores do membro superior contralateral e do tronco contraem excentricamente, absorvendo e armazenando energia. Nas fases seguintes essa energia é reutilizada, favorecendo a transferência de energia para a perna de chute. Durante o chute, os músculos e funcionam como uma linha contínua de propagação de força, armazenando e transmitindo energia para o membro inferior (MI). Uma intervenção capaz de aumentar a força e rigidez de músculos e fáscias do membro superior e do tronco poderia favorecer a utilização de um padrão de movimento que envolva esses segmentos. **Objetivo:** Investigar o efeito do fortalecimento de músculos dos membros superiores e do tronco sobre a cinemática e desempenho na tarefa de chute. **Materiais e método:** Vinte e seis homens foram alocados aleatoriamente em dois grupos (experimental e controle). O grupo experimental realizou três sessões semanais de fortalecimento de músculos dos braços e tronco e pratica da tarefa de chute durante oito semanas. Os indivíduos do grupo controle também praticaram a tarefa de chute três vezes por semana durante oito semanas. Antes e após a intervenção, os participantes foram submetidos à avaliação da cinemática durante o chute com o dorso do pé em máxima velocidade e da velocidade de partida da bola. Para a análise estatística, foram extraídas as curvas, normalizadas em 100 pontos, de deslocamento angular das articulações avaliadas e de velocidade angular de quadril e joelho. Para comparação entre as curvas da avaliação e reavaliação, foram calculados intervalos de confiança (95% IC) para as diferenças entre os valores de cada ponto das curvas da avaliação e reavaliação. Análises de variância mista com um fator independente (grupos experimental e controle) e um fator de medida repetida (condições pré e pós-intervenção) foram utilizadas para investigar diferenças entre grupos e condições nas variáveis velocidade angular de flexão de quadril e extensão do joelho, velocidade linear do pé e velocidade de partida da bola. **Resultados:** No grupo experimental, houve aumento da extensão do quadril e da rotação do tronco para o lado contralateral à perna de chute de 10 a 23 e 20 a 43 %

do chute, respectivamente. Além disso, foi encontrado maior velocidade de extensão do quadril de 0 a 4% do chute. No grupo controle, foram encontradas posições de menor extensão de quadril de 0 a 10% do chute e menor velocidade de flexão do joelho de 3 a 10% do chute. Não foi encontrado efeito sobre as demais variáveis.

**Discussão e conclusão:** A maior rotação contralateral de tronco indica uma mudança em busca de aumentar a eficiência do mecanismo de aproveitamento (transferência) da energia gerada pelos músculos do tronco. A maior extensão de quadril participaria do alongamento da linha oblíqua, resultando em maior absorção de energia. Essas mudanças seriam sugestivas de um melhor aproveitamento e distribuição de energia ao longo da cadeia cinética durante o chute. As mudanças encontradas na cinemática após o fortalecimento não foram suficientes para gerar mudanças nas variáveis relacionadas ao desempenho no chute. Também foram encontradas mudanças na cinemática do quadril e joelho no grupo controle. Entretanto, essas alterações parecem não estar relacionada ao melhor aproveitamento e distribuição de energia ao longo da cadeia cinética.

**Palavras-chave:** Cinemática. Chute. Tronco. Ombros. Fortalecimento muscular. Transmissão de força.

## ABSTRACT

**Introduction:** During the instep kick movement in soccer, the mechanical energy generated or stored in upper body can be transferred to the lower limbs. In initial phase of the kick, the anterior muscles of the trunk and non-kick side contract eccentrically, absorbing and storing energy. In the following phases that energy stored is released, favoring the energy transference to the kicking leg. During instep kick, the anterior muscles and fasciae of the trunk and upper limb function as a continuous miofascial line of propagation force, storing and transmitting energy to the lower limb. An intervention capable of increasing the strength and stiffness of muscles and fasciae upper limb and trunk could favor the use of a pattern movement involving these segments. **Objective:** To investigate the effect of a strengthening program of upper limbs muscles and trunk muscles on the kinematics and performance of the maximum instep kick task. **Materials and method:** Twenty six male participants were randomly allocated into two groups of 13 participants (experimental and control). The experimental group performed three weekly sessions of arm and trunk muscles' strengthening and practiced the instep kick during eight. The individuals of the control group practiced the instep kick three times per week and during eight weeks. Before and after the intervention period, the participants were subjected to three-dimensional kinematic assessment during the maximum instep kick speed and the ball velocity. For the statistical analysis, was extracted the angular displacement curves of all joints evaluated and angular velocity curves of hip and knee. To compare the curves obtained on the assessment and reassessment, confidence intervals (95% CI) were calculated for the differences between the values of the curves obtained in the evaluation and reevaluation, at each percentage of the kick. Mixed design analyses of variance with between-subject effect (experimental and control groups) and within-subject effect (pre- and post-training) were used to investigate the effect of strengthening program in kick performance variables: peak hip flexion velocity, peak knee flexion velocity, peak foot velocity and ball velocity. **Results:** In the experimental group, was found an increase in extension of the hip in 10-23% and increase in non-kick side rotation of the trunk in 20-43% of the kick. In addition, was found an increase in the hip extension velocity in 0-4% of the kick. In the control group, was found a reduction in the extension of the hip in 0-10% of the

kick and a decrease in the knee flexion velocity in 3-10% of the kick. No effects were found on the variables related to the kick performance.

**Discussion and Conclusion:** The higher non-kick side rotation of the trunk indicates a change in pursuit of increasing the efficiency of mechanism utilization (transference) of the force generated by the trunk muscles. The greater hip extension participates of miofascial oblique line stretching, resulting in greater energy absorption. These changes would be suggestive of a better use and distribution of energy along the kinetic chain during the instep kick. The changes found in kinematics after the strengthening were not sufficient to generate changes in variables related to instep kick performance. In the control group were also found changes in the hip and knee kinematics. However, these changes do not seem to be related to better use and distribution of energy along the kinetic chain.

**Keywords:** Kinematic. Instep kick. Shoulder. Trunk. Muscle strengthening. Force transmission.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Percurso da linha miofascial oblíqua que percorre os músculos e fáscias da face anterior do membro superior, do peitoral maior, oblíquo externo ipsilateral, reto abdominal, oblíquo interno do lado oposto e flexores do quadril .....	18
FIGURA 2 - Unidade CODA .....	22
FIGURA 3 - Posicionamento das marcas ativas para o alinhamento do sistema .....	23
FIGURA 4 - Posicionamento dos <i>clusters</i> na perna e coxa do lado dominante, pelve e tronco e braço contralateral .....	24
FIGURA 5 - Identificação das marcas anatômicas por meio do <i>Codamotion Pointer</i> .....	25
FIGURA 6 - Visão geral do <i>set-up</i> da avaliação da cinemática do chute demonstrando: a) posicionamento das unidades CODA b) posicionamento inicial do voluntário, c) lona para absorção do impacto da bola com alvo de 2,5 x 4m, d) posicionamento das fotocélulas .....	27
FIGURA 7 - Posicionamento das fotocélulas a frente da bola .....	29
FIGURA 8 - Exercícios realizados no treino de fortalecimento muscular .....	31
FIGURA 9 – Modelo biomecânico utilizado com o sistema de coordenadas de cada segmento .....	33
FIGURA 10 – Deslocamento angular de ombro no plano transversal .....	39
FIGURA 11 – Deslocamento angular de tronco no plano transversal .....	40
FIGURA 12 – Deslocamento angular de quadril no plano sagital .....	41

FIGURA 13 – Deslocamento angular de joelho no plano sagital.....	42
FIGURA 14 – Velocidade angular de quadril no plano sagital.....	43
FIGURA 15 – Velocidade angular de joelho no plano sagital .....	44

**LISTA DE TABELAS**

TABELA 1 – Média e desvio padrão das características demográficas da amostra .	21
TABELA 2 – Coeficientes de múltipla correlação (CMC) das curvas extraídas para análise da cinemática do chute .....	28
TABELA 3 – Coeficientes de correlação intraclasse (CCI) e erro padrão da medida (EPM) das variáveis discretas extraídas para análise da cinemática do chute .....	28
TABELA 4 – Médias e desvios-padrão (DP) dos valores de 1RM nas avaliações pré e pós-intervenção no Grupo Fortalecimento e valores de p para cada exercício.....	37
TABELA 5 – Médias, desvios-padrão (DP) e valores máximos e mínimos da diferença entre a avaliação e reavaliação no Grupo Fortalecimento.....	45
TABELA 6 – Médias, desvios-padrão (DP) e valores máximos e mínimos da diferença entre a avaliação e reavaliação no Grupo Controle.....	45
TABELA 7 – Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas relacionadas ao desempenho do chute e velocidade da bola nos grupos controle e experimental para as condições pré e pós-intervenção .....	46

**LISTA DE ABREVIATURAS**

CCI - Coeficiente de correlação intraclasse

CMC - Coeficiente de múltipla correlação

CODA - *Cartesian Optoeletronic Dynamic Anthropometer*

DP - Desvio Padrão

EEFFTO – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

EPM - Erro padrão da medida

EVA - Etil vinil acetato

FIFA – *Fédération Internationale de Football Association*

IMC - Índice de massa corporal

MI - Membro inferior

MMII - Membros inferiores

RM - Repetição máxima

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

## SUMÁRIO

1	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1	<b>Hipóteses</b> .....	20
2	<b>MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	21
2.1	<b>Amostra</b> .....	21
2.2	<b>Procedimentos</b> .....	22
2.2.1	Avaliação cinemática do chute.....	22
2.2.2	Avaliação da velocidade de partida da bola.....	28
2.2.3	Intervenção.....	29
2.3	<b>Processamento dos dados</b> .....	33
2.4	<b>Análise estatística</b> .....	35
3	<b>RESULTADOS</b> .....	37
4	<b>DISCUSSÃO</b> .....	47
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	54
	<b>APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b> .....	59
	<b>APÊNDICE B – QUADRO COM DESCRIÇÃO DOS EXERCÍCIOS REALIZADOS</b> .....	62
	<b>ANEXO – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA</b> .....	63

## 1 INTRODUÇÃO

Ao realizar movimentos esportivos com membros superiores ou inferiores, como saques ou chutes, atletas experientes não movimentam apenas o segmento envolvido na tarefa, mas utilizam de movimentos de todo corpo, a fim de tirar proveito de toda a cadeia cinética<sup>1-3</sup>. Uma cadeia cinética são segmentos acoplados mecanicamente, em que forças provenientes de um segmento corporal são transferidas para outros segmentos, mesmo estes sendo anatomicamente não adjacentes<sup>4</sup>. Durante o movimento de chute no futebol, por exemplo, a energia mecânica gerada ou armazenada pelo tronco ou pelos membros superiores poderia ser transferida para os membros inferiores (MMII)<sup>3</sup>. Essa transmissão de energia ao longo da cadeia cinética é dependente, dentre outros fatores, das propriedades mecânicas dos músculos e fâscias que conectam os segmentos corporais, tais como força muscular e rigidez tecidual<sup>4</sup>. Neste sentido, modificações das propriedades mecânicas de músculos e fâscias de segmentos não envolvidos diretamente na tarefa, como o tronco e membro superior durante uma tarefa de chute, por exemplo, poderiam favorecer a utilização de padrões de movimento que utilizem da energia desses segmentos para potencializar a eficiência do movimento esportivo.

O chute com o dorso do pé, conhecido como *instep kick*, é um movimento esportivo comum no futebol, frequentemente usado para propelar a bola com a maior velocidade possível<sup>5</sup>. Durante este movimento, o indivíduo deve coordenar múltiplos segmentos de forma a produzir o máximo de velocidade angular de flexão de quadril, extensão de joelho e de velocidade linear do pé, a fim de alcançar maior velocidade de partida da bola<sup>6-8</sup>. Shan e Westerhoff<sup>9</sup> analisaram a cinemática de todo o corpo durante o chute, demonstrando que jogadores experientes apresentam maior amplitude dos movimentos do tronco e do ombro contralateral à perna de chute do que indivíduos sem experiência. Esses dados sugerem que jogadores experientes tiram vantagem da energia produzida pelos movimentos do tronco e do braço contralateral para transferir energia para os MMII<sup>3</sup>. Na fase inicial do chute, o quadril do membro inferior de chute estende e o tronco roda para o lado contralateral. Esse último movimento é amplificado pela abdução horizontal e abdução do ombro contralateral ao membro inferior de chute<sup>3,9-11</sup>. Com esses movimentos, os músculos adutores do ombro contralateral e os rotadores do tronco

se alongam e contraem excentricamente, absorvendo e armazenando energia <sup>3</sup>. Nas fases seguintes, essa energia armazenada é reutilizada, potencializando as contrações concêntricas subsequentes destes mesmos músculos e favorecendo a transferência de energia para a perna de chute <sup>3</sup>. Outra evidência da participação de outros segmentos da cadeia cinética durante o chute foi obtida por Naito *et al.*<sup>12</sup>. Estes autores demonstraram haver uma contribuição do momento muscular de rotação do tronco na aceleração angular de extensão do joelho. Além disso, existem evidências de um maior *momentum* angular de abdução horizontal do ombro contralateral à perna de chute durante chutes de velocidade quando comparados a chutes de acurácia <sup>13</sup>. Portanto, os dados apresentados sugerem que a realização do chute com um padrão de movimento que envolva a participação do membro superior contralateral e do tronco favoreceria a transmissão de energia mecânica gerada por estes segmentos para perna de chute.

Embora algumas evidências demonstrem que o movimento de chute envolve diversos segmentos da cadeia cinética, os estudos que visam observar o efeito de intervenções, como o fortalecimento muscular, sobre a tarefa de chute, focam sua análise e intervenção apenas nos membros inferiores. Manolopoulos *et al.* <sup>14,15</sup> analisaram o efeito de exercícios de fortalecimento de músculos dos MMI <sup>15</sup>, e de exercícios específicos de futebol que envolviam fortalecimento de MMII, como simulações de chute com resistência <sup>14</sup>, encontrando um aumento na velocidade da bola, velocidade do pé e velocidades angulares de joelho e quadril após as intervenções. Além disso, há evidências de que um programa de exercícios pliométricos de MMII aumenta a velocidade da bola <sup>16</sup>. Esses resultados demonstram a influência do treinamento de músculos dos MMII no desempenho durante a tarefa de chute. Até o momento não se sabe se um programa de treinamento muscular direcionado para músculos de outras regiões que não de MMII poderia gerar mudanças no desempenho ou no padrão de movimento durante a tarefa de chute.

Durante movimentos esportivos a transferência de energia ao longo da cadeia cinemática pode contribuir para uma menor sobrecarga em determinados segmentos da cadeia e para melhorar a eficiência do movimento <sup>1,2,4,18</sup>. Especificamente durante o chute, a transferência de energia mecânica ao longo da cadeia cinética poderia contribuir para diminuição da demanda sobre os músculos responsáveis por acelerar

o MI e para a melhora do desempenho no chute<sup>3</sup>. Por exemplo, um indivíduo que não utiliza da energia gerada nos segmentos superiores (tronco e membro superior) precisaria gerar mais força muscular com os flexores do quadril e extensores do joelho para gerar o torque necessário para acelerar a coxa, perna e pé. Neste sentido, uma maior participação do membro superior contralateral e do tronco pode contribuir não apenas para melhora de desempenho no chute (e.g. velocidade de partida da bola) como também para diminuir a demanda para os músculos responsáveis por acelerar o membro inferior.

O sistema músculo-esquelético é anatomicamente estruturado de forma a possibilitar a transferência de energia mecânica entre diferentes segmentos da cadeia cinética. Existem conexões entre músculos e sua própria fáscia, por meio de septos intramusculares<sup>19</sup>, entre músculos e outras fáscias, por meio de expansões fibrosas<sup>20</sup>, além de inserções musculares diretas em aponeuroses ou fáscias<sup>21</sup>. Além disso, há fáscias que emitem expansões ou até mesmo são contínuas com outras fáscias<sup>19</sup>. Todos esses tipos de conexões criam uma continuidade miofascial ao longo do corpo, permitindo que forças geradas ativa ou passivamente em um segmento sejam transferidas para outros segmentos da cadeia cinética<sup>22</sup>. Especificamente no caso do chute, os movimentos do membro superior contralateral e do tronco fazem com que os músculos anteriores desses segmentos – flexores do cotovelo, peitoral maior, oblíquo externo contralateral, reto abdominal e oblíquo interno ipsilateral a perna de chute – funcionem como uma linha contínua de propagação de força, armazenando e transmitindo energia para o membro inferior<sup>3</sup> (FIG. 1). Essa via de propagação de força seria possível mediante uma possível continuidade tecidual entre todos esses componentes musculares e suas fáscias, criando uma via que se inicia no braço, percorre a face anterior do tronco e abdome em um sentido oblíquo, alcançando os músculos da face anterior do membro inferior contralateral.

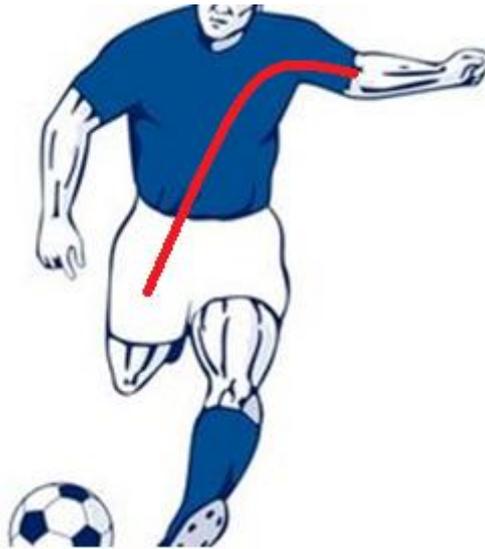


FIGURA 1 – Percurso da linha miofascial oblíqua que percorre os músculos e fáscias da face anterior do membro superior, do peitoral maior, oblíquo externo ipsilateral, reto abdominal, oblíquo interno do lado oposto e flexores do quadril.

Alguns achados anatômicos comprovam a existência de continuidade tecidual entre as estruturas que comporiam essa provável via anterior oblíqua de propagação de força. No braço, os músculos do compartimento anterior e posterior são envolvidos pela fáscia braquial <sup>21</sup>. Na sua porção proximal, a fáscia braquial tanto recebe expansões do músculo peitoral maior como também é contínua com a fáscia deste músculo <sup>20</sup>. No tronco, o peitoral maior e sua fáscia estão conectados as porções ipsilateral e contralateral do reto-abdominal e sua bainha <sup>19</sup>, e ao oblíquo externo ipsilateral <sup>21</sup>. Na região abdominal, o oblíquo externo, cujas fibras se dispõem no sentido ínfero medial <sup>23</sup>, se insere na bainha do reto abdominal <sup>21</sup>. No lado contralateral, o oblíquo interno, que no seu terço superior e intermédio apresenta fibras no sentido ínfero lateral <sup>23</sup>, também apresenta esta inserção comum na bainha do reto abdominal, se estendendo até a crista ilíaca <sup>21</sup>. Além disso, no terço inferior do abdome, a aponeurose do oblíquo externo se funde com a aponeurose do oblíquo interno do mesmo lado, se insere na borda lateral do reto abdominal, alcança a linha média e se insere no púbis, junto com o reto abdominal <sup>21</sup>. Portanto, todas as conexões teciduais apresentadas configuram uma linha miofascial ventral e oblíqua que percorre os músculos e fáscias da face anterior do membro superior, do peitoral maior, oblíquo externo ipsilateral, reto abdominal, e o

oblíquo interno do lado oposto (FIG.1). Além disso, essa linha ventral oblíqua é funcionalmente contínua com os músculos adutores e flexores do quadril e os extensores do joelho <sup>3,22</sup>, utilizados para acelerar a coxa, perna e pé no movimento do chute (FIG.1). Dessa forma, durante o chute, os músculos e fáscias dessa linha oblíqua atuariam como uma via de propagação de força que armazena, produz e transmite energia para a perna, aumentando a eficiência deste movimento <sup>3</sup>.

A capacidade de armazenar, produzir e transmitir energia na linha oblíqua durante o chute depende da força muscular e da rigidez passiva dos músculos e fáscias que a compõe. Os músculos devem ter força muscular excêntrica e rigidez suficientes <sup>4,24</sup>, a fim de absorverem e armazenarem uma quantidade significativa de energia durante a fase inicial do chute, e, posteriormente, reutilizá-la, junto com as contrações concêntricas, durante a fase de aceleração da perna, adicionando energia na cadeia cinética<sup>3</sup>. Entretanto, a força e rigidez de cada músculo isoladamente não define a capacidade de transmissão de força ao longo da linha oblíqua. A rigidez das estruturas passivas que ligam os músculos entre si, que ligam os músculos às fáscias e a rigidez das próprias fáscias também deve ser suficiente para garantir a transferência de força entre todos esses tecidos <sup>25</sup>. Dessa forma, além da força muscular excêntrica e concêntrica, todos os tecidos que constituem a linha oblíqua devem apresentar rigidez suficiente para favorecer a transmissão de força entre os próprios tecidos e, conseqüentemente, entre os segmentos corporais. Nesse contexto, uma intervenção capaz de aumentar a força muscular e a rigidez dos músculos e fáscias que compõe a linha oblíqua poderia favorecer a utilização de um padrão de movimento que envolva maior amplitude de movimento do ombro e tronco, a fim de aumentar o aproveitamento de energia desses segmentos na cadeia cinética. A adoção desse padrão de movimento poderia melhorar o desempenho durante a tarefa de chutar uma bola na maior velocidade possível. Portanto, o objetivo desse estudo foi investigar o efeito do fortalecimento de músculos dos membros superiores e tronco sobre a cinemática e desempenho na tarefa de chute.

## 1.1 Hipóteses

H1: Os indivíduos que realizarem o fortalecimento de músculos dos MMSS e do tronco apresentarão maior abdução horizontal do ombro contralateral à perna de chute; maior rotação do tronco para o lado contralateral; maior extensão do quadril, maior velocidade angular de flexão de quadril e extensão do joelho do MI de chute após a intervenção. Não serão observadas mudanças no grupo controle.

H2: Indivíduos após o fortalecimento muscular apresentarão uma melhora do desempenho na tarefa de chute, evidenciado por um aumento significativo nas variáveis cinemáticas relacionadas ao desempenho no chute - velocidade angular de flexão de quadril e de extensão de joelho e velocidade linear do pé - e na velocidade da bola, quando comparados aos indivíduos do grupo controle.

## 2 MATERIAIS E MÉTODO

### 2.1 Amostra

A amostra foi constituída de 26 participantes, que foram alocados aleatoriamente em dois grupos com 13 participantes cada: grupo fortalecimento e grupo controle. Os critérios de inclusão para participação no estudo foram: (1) ser do sexo masculino; (2) ter idade entre 18 e 30 anos; (3) praticar futebol no máximo uma vez por semana; (4) não estar praticando ou ter praticado qualquer tipo de treino de força muscular nos últimos três meses; (5) não ter sofrido lesões ou apresentado sintomas musculoesqueléticos nos últimos três meses; e (6) apresentar índice de massa corporal menor ou igual a  $29 \text{ kg/m}^2$ . Esse último critério foi estabelecido para facilitar a palpação de extremidades ósseas, procedimento necessário para colocação dos marcadores para a análise de movimento. Durante o estudo, foram excluídos os participantes que foram incapazes de realizar a tarefa de chutar uma bola com o dorso do pé e aqueles que não compareceram a, pelo menos, 80% das sessões de intervenção. Inicialmente, foram recrutados 30 voluntários, porém ocorreram quatro perdas, duas em cada grupo, por abandono do estudo antes do término da intervenção. Os procedimentos deste estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – parecer ETIC 0676.0.203.000-11 – (ANEXO). As características demográficas da amostra encontram-se na TABELA 1.

TABELA 1  
Características demográficas da amostra

Variáveis	Grupo Fortalecimento		Grupo Controle	
	Média	DP	Média	DP
Idade (anos)	24,46	2,76	22,15	2,30
Estatura (m)	1,793	0,064	1,790	0,088
Massa Corporal (kg)	76,38	10,40	74,44	12,56
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	23,73	2,75	23,07	2,27
Voluntários que jogavam futebol 1 vez por semana	9 (69,2%)*		9 (69,2%)*	

Legenda: DP: Desvio Padrão, \* indica o número de indivíduos.

## 2.2 Procedimentos

Após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), os participantes foram submetidos à avaliação da cinemática do chute e da velocidade de partida da bola. Todos os procedimentos de avaliação foram reaplicados após oito semanas de participação do voluntário na pesquisa.

### 2.2.1 Avaliação cinemática do chute

Para avaliação da cinemática do chute, foi utilizado o sistema de análise de movimento tridimensional *Codamotion* (*Charnwood Dynamics Ltd.*, Rothley, Inglaterra). Esse sistema de rastreamento funciona por meio da reconstrução 3D de marcadores ativos (diodos emissores de luz infravermelha) que são posicionados nos segmentos corporais do indivíduo. Para realização da coleta foram utilizadas três unidades CODA (*Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer*), cada uma com três sensores, responsáveis pela captação do sinal das marcas ativas (FIG. 2). A calibração das unidades CODA já é realizada pelo fabricante. Os dados foram captados e processados por meio do programa *Visual 3D* (*C-Motion Inc.*, Germantown, Estados Unidos).



FIGURA 2 – Unidade CODA

As unidades CODA foram dispostas na área de coleta, por meio de tripés, de forma a garantir a visualização adequada de todos os marcadores durante a realização da tarefa. Após o posicionamento das unidades na área de coleta, o sistema foi alinhado. Esse procedimento utiliza três marcas ativas posicionadas de forma a indicar ao sistema as direções ântero-posterior e médio-lateral dos eixos de movimento (FIG. 3). O eixo súpero-inferior é determinado automaticamente pelo sistema como eixo ortogonal aos outros dois eixos indicados.



FIGURA 3 – Posicionamento das marcas ativas para o alinhamento do sistema

Para rastreamento dos segmentos perna e coxa do membro dominante, pelve, tronco e braço contralateral, *clusters* com três marcas ativas dispostas de forma não linear foram fixados em cada um desses segmentos (FIG. 4). Os *clusters* foram confeccionados com placas de metal retangular, polímero a base de Etil Vinil Acetato (EVA), faixas elásticas ou de Neoprene e velcro®. Eles foram fixados, por meio das faixas elásticas e velcro, nos terços distais da perna e da coxa (FIG. 4a e 4b); na base do sacro, entre as espinhas ilíacas póstero-superiores; no tronco, imediatamente acima da 12ª costela (FIG. 4c) e no terço inferior do braço (FIG. 4d). Foram utilizadas ainda fitas dupla face entre o cluster e a pele do voluntário e fitas adesivas para potencializar a fixação. Um marcador ativo foi fixado na região lateral do tênis do participante, no ponto médio entre a borda inferior do maléolo lateral e a borda inferior do tênis (FIG. 4a). Esse marcador foi utilizado para a mensuração da

velocidade linear do pé. Outro marcador ativo foi fixado ao solo, logo abaixo da bola, para definição do momento exato da partida da bola.



FIGURA 4 – Posicionamento dos *clusters* na perna (4a) e coxa (4b) do lado dominante, pelve e tronco (4c) e braço contralateral (4d).

Para definição virtual das marcas anatômicas, proeminências ósseas proximais e distais a cada segmento foram palpadas e marcadas com caneta hidrográfica, sempre pelo mesmo examinador. Os segmentos corporais avaliados foram definidos a partir da marcação das seguintes proeminências ósseas: braço (epicôndilos lateral e medial do úmero e acrômio); tronco (acrômios e ápices das cristas ilíacas); pelve (trocânter maior e ápices das cristas ilíacas); coxa (epicôndilo lateral e medial do fêmur e trocânter maior); e perna (epicôndilos lateral e medial do fêmur e maléolos lateral e medial da perna). Essas marcas foram posteriormente utilizadas para a construção do modelo biomecânico.

Após a colocação dos *clusters* e delimitação das marcas anatômicas, o voluntário realizou cinco chutes para familiarização com a tarefa. Posteriormente, foi iniciado o processo de construção do modelo biomecânico de corpos rígidos em tempo real. Com o voluntário posicionado em pé na área de coleta, foi realizada uma primeira captura de sinal no sistema *Codamotion* para identificação das marcas de rastreamento. Em seguida, para a determinação da dimensão de cada segmento e dos eixos articulares, foi realizada, em tempo real, a identificação das marcas anatômicas pelo sistema, a partir da aplicação do protocolo *Calibrated Anatomical System Technique* (CAST). Nesse protocolo, as marcas anatômicas, previamente marcadas com caneta, são identificadas pelo sistema por meio do dispositivo *Codamotion Pointer*(FIG. 5), o qual leva em consideração a distância pré-definida entre os diodos do *pointer* e a sua extremidade. Dessa forma, após a identificação de todas as marcas virtuais, o modelo biomecânico foi completado e finalizado.



FIGURA 5 – Identificação das marcas anatômicas por meio do *Codamotion Pointer*

Antes da captura dos chutes, uma coleta de cinco segundos foi realizada com o voluntário na posição ortostática relaxada. Essa coleta foi utilizada no processamento dos dados para a determinação das posições neutras das articulações e segmentos corporais. O posicionamento dos pés durante essa coleta foi padronizado entre as coletas pré e pós-intervenção. Para isso, durante a avaliação pré-intervenção, o voluntário foi solicitado a andar no mesmo lugar e encontrar uma posição ortostática confortável. A posição dos pés foi demarcada com

caneta em uma folha de papel colocada sob os pés do voluntário. Essa folha foi utilizada na coleta pós-intervenção, garantindo o mesmo posicionamento da primeira avaliação.

Para realização da coleta dos chutes, uma bola de futebol oficial FIFA, tamanho cinco, insuflada a 9,0 psi, foi utilizada. O participante se posicionou a três metros de distância da bola. A reta que ligava a posição inicial do participante ao local onde a bola foi posicionada formava um ângulo de 45° em relação à linha de direção do chute (FIG. 6b). Essa abordagem diagonal foi selecionada por favorecer movimentos no plano transversal do tronco e ombro contralateral<sup>3</sup> e por possibilitar uma maior velocidade da bola<sup>26</sup>. Foi utilizada uma lona estendida a cinco metros de distância da bola, para absorção do impacto gerado pela mesma (FIG. 6c). O participante foi instruído a chutar a bola com o membro inferior (MI) dominante, “o mais forte possível”, na direção de um alvo retangular (2,5 x 4m) desenhado na lona a 0,5m de altura em relação ao chão (FIG. 6c). Somente os chutes em que o contato com a bola foi realizado com o dorso do pé e que acertaram o alvo foram considerados para análise. Essa checagem foi realizada visualmente por um examinador. Ao final de cada chute, o pesquisador checava no programa Visual 3D se o sistema havia captado de forma adequada o sinal das marcas de rastreamento. Caso fosse identificada perda de dados que pudesse comprometer a análise das variáveis deste estudo, a coleta era repetida. O participante realizou chutes até que cinco fossem considerados válidos para análise. Foi estabelecido um limite de 15 chutes a fim de evitar qualquer alteração do movimento dada por fadiga muscular. A coleta dos dados cinemáticos foi realizada a uma frequência de amostragem de 100 Hz.

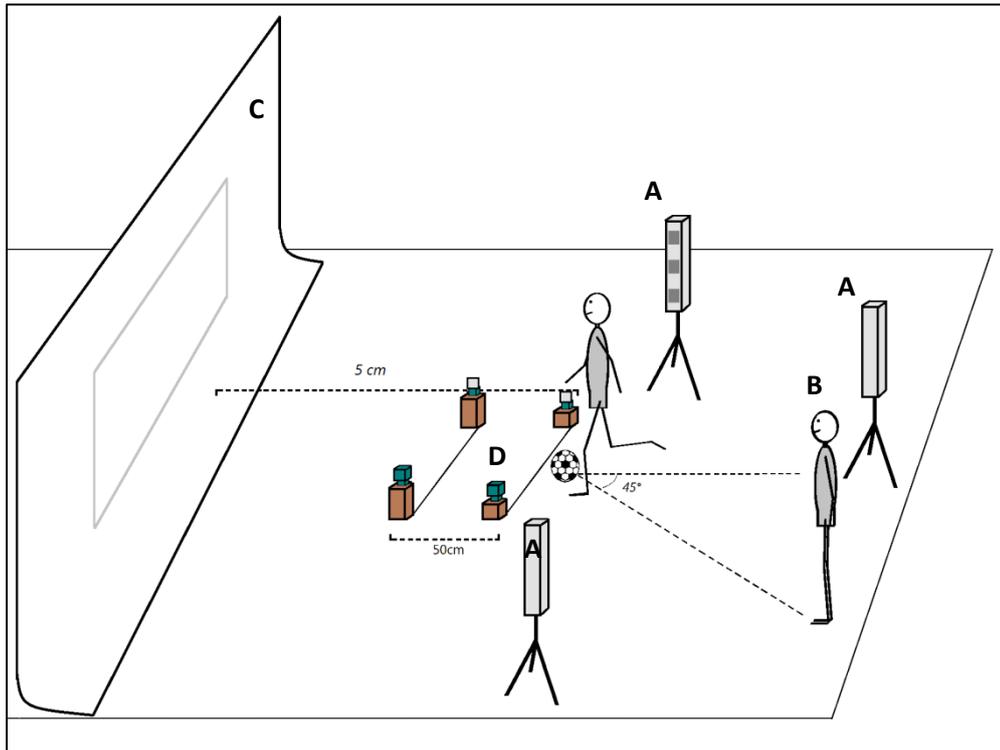


FIGURA 6 – Visão geral do *set-up* da avaliação da cinemática do chute demonstrando: a) posicionamento das unidades CODA b) posicionamento inicial do voluntário, c) lona para absorção do impacto da bola com alvo de 2,5 x 4m, d) posicionamento das fotocélulas.

A confiabilidade teste-reteste das variáveis cinemáticas selecionadas para análise nesse estudo foram determinadas em um estudo piloto com 9 participantes. Foram analisadas as curvas de deslocamento angular de ombro, tronco, quadril e joelho e as curvas de velocidade angular de joelho e quadril. Coeficientes de múltipla correlação (CMC) <sup>27</sup> foram calculados para a comparação das curvas obtidas no teste e reteste, para cada um dos participantes. A média, desvio-padrão e classificação <sup>28</sup> dos CMCs encontrados são apresentados na TABELA 2. Além disso, foram selecionadas para análise as variáveis discretas velocidade pico de flexão de quadril, velocidade pico de flexão de joelho e velocidade resultante pico do pé. Os valores de coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e erro padrão da medida (EPM) dessas variáveis são apresentados na TABELA 3.

**TABELA 2**  
Coeficientes de múltipla correlação (CMC) das curvas extraídas para análise da cinemática do chute.

Variáveis	CMC		Classificação <sup>28</sup>
	Média	Desvio Padrão	
<b>Deslocamento angular</b>			
Ombro (transverso)	0,81	0,20	Bom
Tronco (transverso)	0,86	0,08	Muito Bom
Quadril (sagital)	0,95	0,02	Excelente
Joelho (sagital)	0,98	0,02	Excelente
<b>Velocidade angular</b>			
Quadril (sagital)	0,91	0,04	Muito bom
Joelho (sagital)	0,99	0,01	Excelente

**TABELA 3**  
Coeficientes de correlação intraclasse (CCI) e erro padrão da medida (EPM) das variáveis discretas extraídas para análise da cinemática do chute.

Variáveis	CCI	EPM
Velocidade pico de flexão de quadril	0,79	76,65 °/s
Velocidade pico de flexão de joelho	0,89	67,44°/s
Velocidade resultante pico do pé	0,89	0,13 m/s

Legenda: °/s graus por segundo; m/s metros por segundo.

### 2.2.2 Avaliação da velocidade de partida da bola.

Para avaliação da velocidade de partida da bola, foi utilizado um par de fotocélulas (*Multisprint*, Hidrofit Ltda, Belo Horizonte, Brasil). A distância entre o emissor do feixe e o espelho refletor de cada fotocélula foi de dois metros, de forma a garantir uma área que permitisse o movimento livre dos voluntários após a realização do chute (FIG. 6d e 7). A primeira fotocélula foi posicionada 10 cm a frente da bola, a uma altura de 16 cm. Cinquenta centímetros à frente, foi posicionada a segunda fotocélula, a uma altura de 29 cm (FIG.7). A altura e a distância entre as fotocélulas foram determinadas a fim de favorecer que as bolas chutadas atravessassem os dois feixes fotoelétricos. Além disso, a pequena distância entre as fotocélulas e o fato de serem válidos apenas os chutes que acertassem o alvo impediram que a bola percorresse uma distância muito maior do que os 50cm de distância entre as fotocélulas. Foram selecionadas para análise as repetições em que a bola atravessou os dois feixes fotoelétricos. O *Software Multisprint* foi utilizado

para mensuração do tempo decorrido na passagem da bola entre os dois feixes. O tempo e a distância entre as fotocélulas (50 cm) foram utilizados para se calcular a velocidade de partida da bola. A confiabilidade teste-reteste da variável velocidade de partida da bola foi excelente (CCI= 0,90), e o erro padrão da medida (EPM) foi igual a 0,59 m/s.



FIGURA 7 – Posicionamento das fotocélulas a frente da bola

### 2.2.3 - Intervenção

Os participantes alocados no grupo fortalecimento foram submetidos a um treinamento com o objetivo de aumentar a força dos seguintes músculos: flexores e extensores do cotovelo, peitoral maior, oblíquos abdominais (externo e interno) e reto abdominal. A duração do protocolo de treinamento foi de oito semanas. Nas quatro primeiras semanas foram realizados cinco exercícios de fortalecimento dos grupos musculares citados anteriormente (FIG. 8A, B, C, D e E). A partir da quinta semana, foi acrescentado um exercício funcional que envolvia contração de mais de um grupo muscular em sinergia (FIG.8F). A partir da sétima semana, foi acrescentado um exercício funcional que, além de trabalhar os músculos em sinergia, simulava o movimento do chute (FIG.8G). Todos os exercícios foram

realizados em um aparelho de musculação *cross-over* e de forma a gerar demanda mínima de força (sobrecarga) sobre os membros inferiores.

Para os exercícios crucifixo (B) e flexão com rotação de tronco (C) foi utilizado um encosto para dar apoio para a coluna. Esse procedimento foi adotado a fim de evitar uma demanda de contração de flexores do quadril e demais músculos dos MMII para manter a posição inicial dos exercícios. Além disso, nos exercícios para abdominais – flexão com rotação de tronco (C) e rotação de tronco (E) – foram utilizados velcros fixados na região do quadril para estabilizar o corpo e evitar a contração de músculos dos MMII. Durante os exercícios, foi selecionada uma excursão de movimento que envolvesse apenas flexão do tronco, evitando o movimento de flexão do quadril. A posição inicial, descrição dos movimentos e dispositivos de apoio/estabilização utilizados para cada exercício estão descritos no APÊNDICE B.

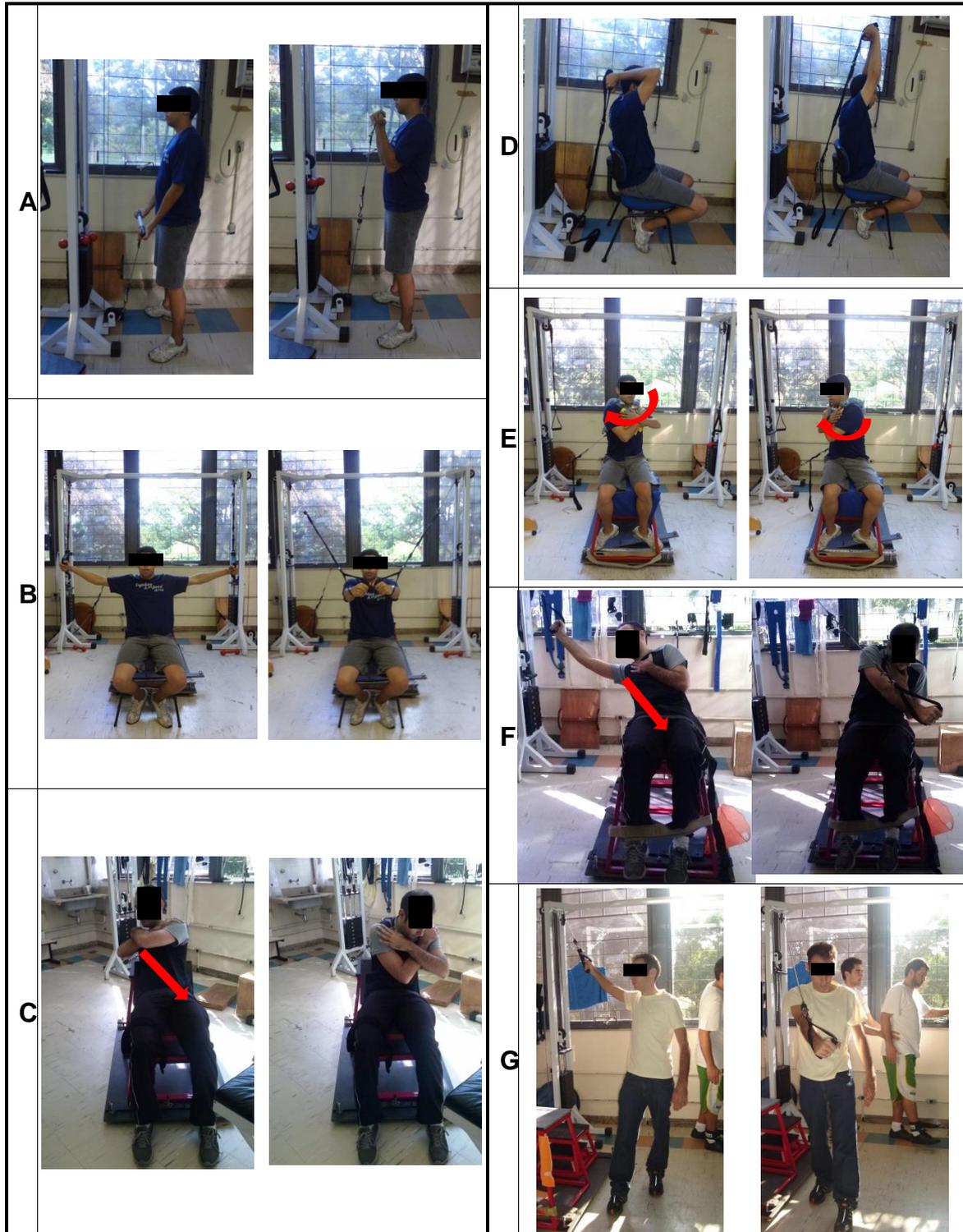


FIGURA 8 – Exercícios realizados no treino de fortalecimento muscular: a) Flexores de cotovelo, b) Crucifixo, c) Flexão com rotação de tronco, d) Extensores de cotovelo, e) Rotação de tronco f) Exercício funcional 1, g) Exercício funcional 2.

Antes do início do treinamento foi realizado o teste de uma repetição máxima (1RM) para cada um dos cinco exercícios iniciais. O objetivo do teste foi determinar a carga máxima que o voluntário conseguia realizar em uma repetição do exercício. Foram realizadas no máximo seis tentativas na sessão para se determinar a 1RM para cada músculo, e entre cada tentativa foi dado um intervalo de 2 a 3 min de repouso<sup>29</sup>. Após as oito semanas de treinamento, a avaliação da 1RM foi repetida com o objetivo de se quantificar o aumento no teste, o que indicaria uma melhora da força muscular.

A carga inicial dos cinco exercícios iniciais foi determinada em 70% da carga de um RM encontrada para cada exercício. Os exercícios foram realizados, três séries de oito repetições com período de repouso de 90s entre as séries<sup>30</sup>. A carga do exercício foi aumentada em 10% quando o participante conseguiu realizar nove repetições durante as três séries por duas sessões consecutivas<sup>30</sup>. O treinamento foi realizado três vezes por semana, durante oito semanas, totalizando 24 sessões.

Os participantes do grupo fortalecimento também realizaram uma prática simples de chute, três vezes por semana durante as oito semanas. Essa prática foi realizada considerando que a melhora da força muscular após o protocolo de intervenção não garantiria necessariamente que um novo padrão de movimento de chute iria emergir. Seria necessário que os indivíduos do grupo fortalecimento explorassem a tarefa de chute durante o período do estudo para que os recursos adquiridos após a intervenção (mudanças das propriedades teciduais) pudessem ser utilizados na realização da tarefa. A prática de chutes foi realizada nas quadras poliesportivas da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da UFMG. Os voluntários eram solicitados a dar 10 chutes numa bola, o mais forte que conseguiam, em direção a um gol posicionado a 5 m de distância. As condições dos 10 chutes foram as mesmas e não foram dadas instruções ou correções aos participantes quanto ao padrão de movimento que utilizavam para executar a tarefa. A única orientação era que eles abordassem a bola em diagonal durante os chutes. Os participantes do grupo controle também foram submetidos a prática de chute, nas mesmas condições que os participantes do grupo experimental. Dessa forma, foi garantido que a intervenção nos dois grupos se diferenciasse apenas quanto ao fortalecimento muscular.

### 2.3 Redução dos dados

Para o processamento dos dados cinemáticos, foi utilizado um modelo biomecânico de corpos rígidos virtuais, criado a partir da definição do sistema de coordenadas de cada segmento, definidos por meio das marcas anatômicas virtuais. O sistema de coordenadas local foi definido com os eixos X, Y e Z nas mesmas direções que o sistema de coordenadas global, com o eixo X correspondendo à direção ântero-posterior, o eixo Y à direção látero-medial e o eixo Z à direção vertical (FIG. 9). A fim de se identificar o movimento de abdução/adução horizontal do ombro(movimento no eixo látero-medial do braço em relação ao eixo vertical do tronco), o eixo de coordenadas do ombro foi definido com o braço na posição abduzida, conforme demonstrado na FIGURA 9. Dessa forma, o movimento ocorrido no eixo Z correspondia ao movimento sobre o eixo látero-medial do braço em relação ao movimento do tronco no eixo vertical do tronco.

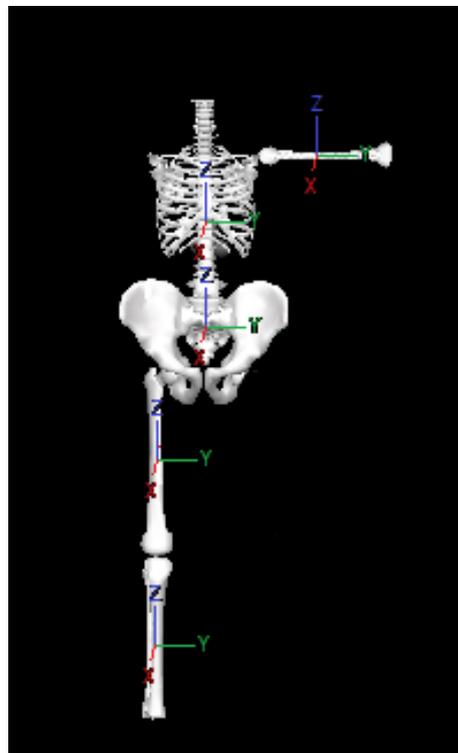


FIGURA 9 –Modelo biomecânico utilizado com o sistema de coordenadas de cada segmento definidos

Posteriormente, foi criada a série temporal dos ângulos das seguintes articulações: joelho, definido como o movimento da perna em relação ao fêmur; quadril, definido como movimento do fêmur em relação à pelve; tronco, definido como o movimento do tronco em relação à pelve; e ombro, definido como o movimento do braço em relação ao tronco. Para criação desses ângulos foi utilizada a seguinte sequência de Cardan: látero-medial, ântero-posterior e súpero-inferior. A serie temporal foi criada nas cinco capturas do chute consideradas válidas e na captura da postura ortostática relaxada. Para análise foram considerados os movimentos do joelho e quadril do lado de chute no plano sagital, tronco no plano transverso e ombro no plano transverso. Foram determinados como positivo os seguintes movimentos: flexão de joelho e quadril, rotação de tronco para o lado dominante e adução horizontal do ombro. Foi criada ainda a série temporal do deslocamento da marca posicionada no tênis nas três direções de movimento.

As séries temporais foram filtradas por filtro passa baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte de 10 Hz<sup>31,32</sup>. As séries 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. Só foram interpoladas lacunas com no máximo 10 quadros.

Após o procedimento de filtragem e interpolação, foi criada a série temporal das velocidades angulares de joelho e quadril por meio do cálculo da primeira derivada da série temporal dos ângulos dessas articulações. Posteriormente, foi calculada a velocidade linear do pé em cada eixo, por meio do cálculo da primeira derivada da série temporal de deslocamento do pé. Por fim, foi calculada a velocidade resultante, considerando a velocidade de deslocamento do pé nos três eixos de movimento. A velocidade resultante foi obtida por meio da seguinte fórmula:

$$V_{\text{result}} = V_x^2 + V_y^2 + V_z^2,$$

onde  $V_{\text{result}}$  é a velocidade resultante e  $V_x^2$ ,  $V_y^2$  e  $V_z^2$  as velocidades nos eixos X, Y e Z, respectivamente.

Em seguida, foi calculada a média do sinal da série temporal para cada ângulo da coleta estática na postura ortostática relaxada. As séries temporais dos ângulos articulares durante os chutes foram subtraídas da média do sinal da coleta estática. Dessa forma, os dados angulares da coleta de chute foram normalizados, a

fim de reduzir a influência da colocação de *clusters* em regiões diferentes entre os voluntários, assim como entre as avaliações pré e pós-intervenção.

O chute foi analisado a partir da retirada do pé do MI de chute até o momento do contato do pé com a bola. A retirada do pé foi determinada por meio da definição do pico de extensão do joelho do MI de chute<sup>33</sup>. O contato do pé com a bola foi determinado como o quadro imediatamente anterior ao início de registro do sinal da marca posicionada abaixo da bola.

Neste estudo, foram analisadas as curvas de deslocamento angular de todas as articulações avaliadas e de velocidade angular do quadril e joelho. Para tal, foram extraídas as séries temporais das variáveis de interesse, entre os eventos que demarcavam o chute, normalizadas em 100 pontos. Foram extraídas e utilizadas na análise as curvas das seguintes variáveis: deslocamento angular do ombro contralateral ao MI do chute no plano transversal, deslocamento angular do tronco no plano transversal, deslocamento e velocidade angular de quadril e de joelho do MI do chute no plano sagital. Também foram extraídas para a análise variáveis discretas que, na literatura, são relacionadas à velocidade de partida da bola, ou seja, ao desempenho na tarefa de chute: velocidade pico de flexão de quadril<sup>6</sup> e de flexão de joelho<sup>7</sup> do MI do chute e velocidade linear resultante pico do pé<sup>8</sup>.

A velocidade de partida da bola foi calculada dividindo-se a distância entre as duas fotocélulas (0,5m) pelo tempo decorrido entre a passagem da bola pelo primeiro feixe de luz até sua passagem pelo segundo feixe.

## 2.4 Análise estatística

Uma Análise de Variância Multivariada (MANOVA) de medidas repetidas foi utilizada para comparação dos valores de uma repetição máxima (1RM) entre a avaliação e reavaliação nos cinco exercícios realizados. Análises de variância (ANOVA) para medidas repetidas foram utilizadas para localizar as diferenças apontadas pela MANOVA. O nível de significância considerado para todas as análises foi de 0,05.

Para comparação das curvas das séries temporais obtidas na avaliação e na reavaliação, foi plotada uma curva da diferença entre os valores pré e pós-

intervenção, em cada um dos 100 pontos, com uma banda de intervalo de confiança de 95% do escore de diferença (IC95%). O IC95% em cada ponto da curva foi calculado de acordo com a seguinte fórmula:

$$IC95\% = \bar{X} \pm (t \times EP)$$

em que  $\bar{X}$  é a média das diferenças entre os valores da avaliação e reavaliação;  $t$  é o valor tabelado para a distribuição  $t$  considerando o nível de significância de 0,05 e os graus de liberdade (tamanho da amostra); e EP é o erro padrão da diferença entre os valores da avaliação e reavaliação. Essa análise foi feita para os grupos controle e experimental, separadamente.

Os 95%IC que não incluíssem o valor zero indicaram posições angulares significativamente diferentes entre as curvas da avaliação e reavaliação. Esses pontos foram descritos como as porcentagens do tempo do chute em que ocorreram mudanças entre a avaliação pré e pós-intervenção. Além disso, nesses pontos da curva foram calculados a média e os valores máximo e mínimo da diferença. A média foi calculada como a soma das diferenças médias encontradas divididas pelo número de pontos em que ocorreu a diferença significativa.

Análises de variância (ANOVA) mistas, com um nível fatorial (grupos fortalecimento e controle) e um nível de medidas repetidas (condições pré e pós-intervenção), foram utilizadas nas comparações entre grupos e entre condições para as seguintes variáveis discretas: velocidade pico de flexão de quadril, velocidade pico de extensão de joelho, velocidade linear resultante pico do pé e velocidade de partida da bola. Esta análise permitiu verificar os efeitos principais grupo e condição bem como sua interação. Quatro contrastes pré-planejados seriam utilizados caso a ANOVA indicasse efeito na interação grupo vs condição: grupo controle pré vs pós intervenção; grupo experimental pré vs pós-intervenção; grupo controle pré vs grupo experimental pré-intervenção; e grupo controle pós vs grupo experimental pós-intervenção. Foi considerado um nível de significância de 0.05.

### 3 RESULTADOS

A MANOVA medidas repetidas para os valores de 1RM apresentou efeito principal significativo ( $p < 0,05$ ). Todas as ANOVAs realizadas posteriormente apresentaram efeito significativo ( $p < 0,05$ ), demonstrando que os voluntários do grupo fortalecimento aumentaram o valor da carga de 1RM em todos os exercícios— Flexores de cotovelo, Extensores de cotovelo, Crucifixo, Rotação de tronco e Flexão com rotação de tronco. Os valores de média e desvio padrão dos valores de 1RM de todos os exercícios nas avaliações pré e pós-intervenção no Grupo Fortalecimento e valores de p para cada exercício são apresentados na TABELA 4.

TABELA 4  
Médias e desvios-padrão (DP) dos valores de 1RM nas avaliações pré e pós-intervenção no Grupo Fortalecimento e valores de p para cada exercício.

Variáveis	Pré-intervenção		Pós-intervenção		Valor de p
	Média	DP	Média	DP	
Flexores de braço	59,46	8,43	68,46	8,84	< 0,0001
Extensores de braço	47,23	8,58	59,23	13,11	< 0,0001
Crucifixo	25,31	5,12	33,15	4,41	< 0,0001
Rotação de tronco	73,54	7,95	98,08	10,50	< 0,0001
Flexão com rotação de tronco	69,77	9,98	81,23	12,23	< 0,0001

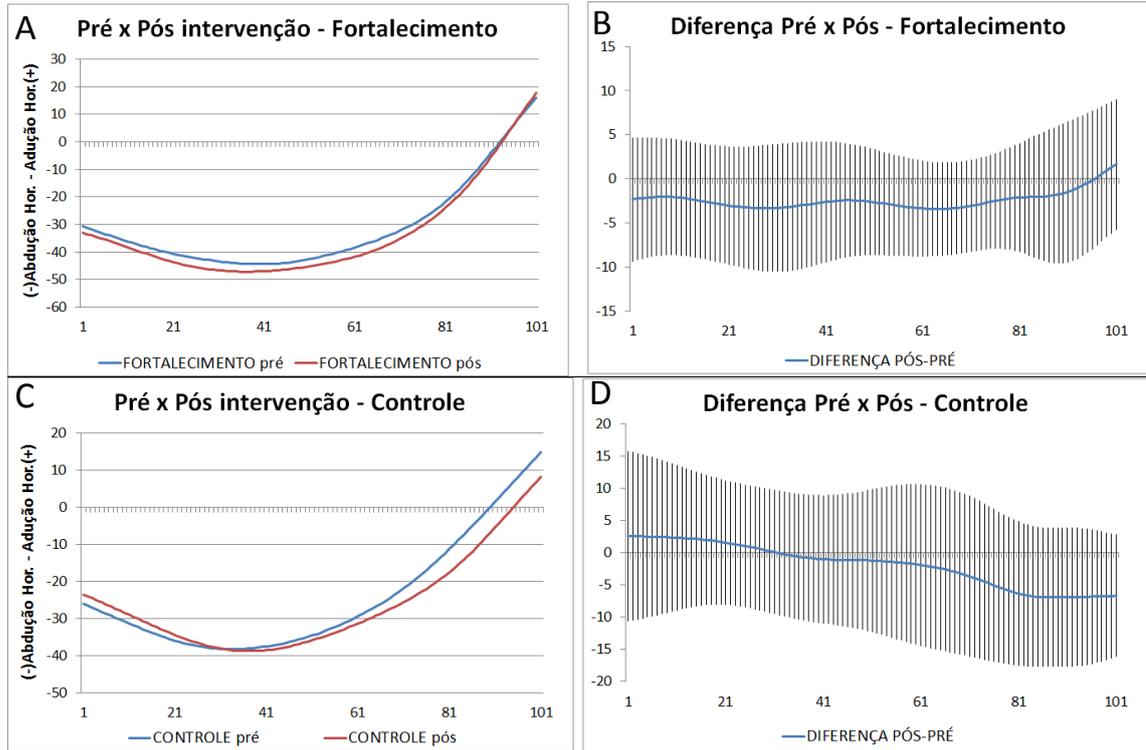
As curvas de deslocamento angular do ombro e tronco no plano transversal, deslocamento angular do quadril e joelho no plano sagital e velocidade angular do quadril e joelho no plano sagital são apresentadas nas FIGURAS 10, 11, 12, 13, 14 e 15, respectivamente. Em cada FIGURA são apresentadas as curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção e a curva da diferença média entre as avaliações pré e pós-intervenção, com a banda de intervalo de confiança, tanto para o grupo fortalecimento quanto para o grupo controle. As faixas onde são encontradas diferenças significativas são destacadas.

O grupo fortalecimento apresentou posições de maior rotação de tronco para o lado contralateral ao MI de chute e maior extensão de quadril após a intervenção, em 20 a 42% e 12 a 23% do chute, respectivamente (FIG.11 e 12). Foi observado ainda maior velocidade de extensão do quadril de 0 a 4% do chute

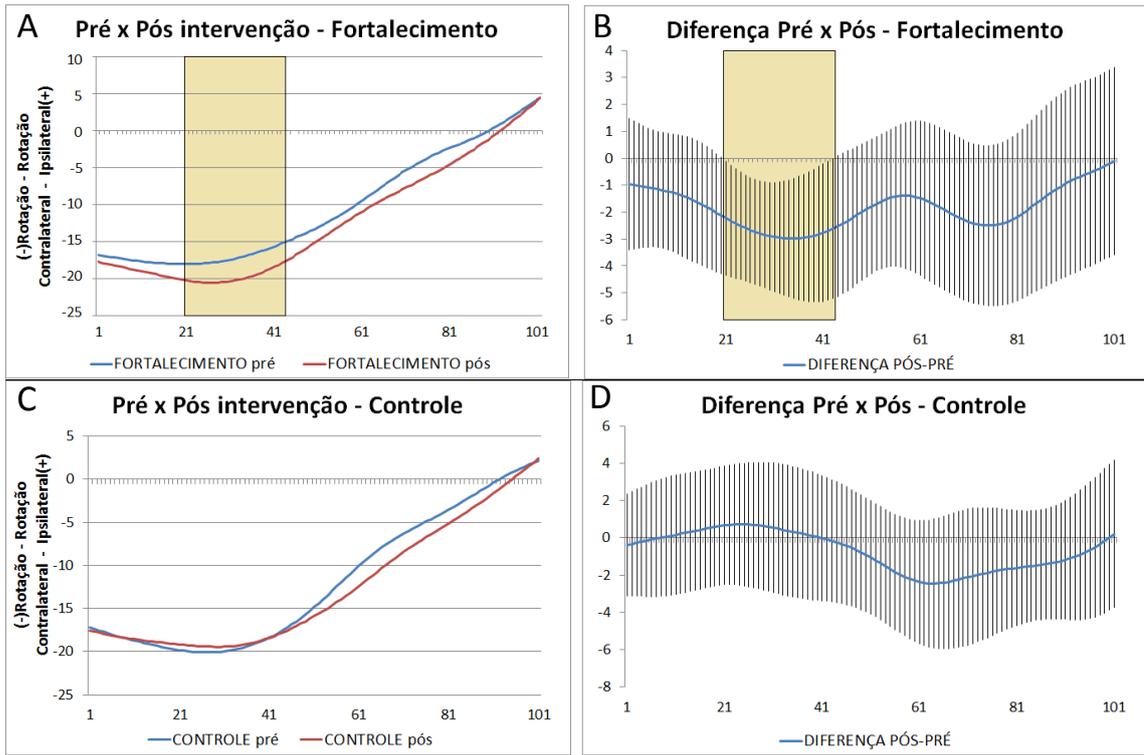
(FIG.14). Quanto ao deslocamento angular do ombro, deslocamento angular do joelho e velocidade angular de joelho não foram observadas diferenças significativas (FIG. 10, 13 e 15). Os valores de média, desvio padrão e valor máximo e mínimo da diferença entre a avaliação pré e pós-intervenção para as variáveis nas quais houve mudança significativa no grupo fortalecimento encontram-se na TABELA 5.

No grupo controle, foram observadas posições de menor extensão de quadril do MI de chute de 0 a 10% e menor velocidade de extensão do joelho de 3 a 14% do chute (FIG.12 e 15). Não foram observadas diferenças significativas nas demais variáveis investigadas (FIG. 10, 11, 13 e 14). Os valores de média, desvio padrão e valor máximo e mínimo da diferença entre a avaliação e reavaliação para as variáveis nas quais houve mudança significativa grupo controle encontram-se na TABELA 6.

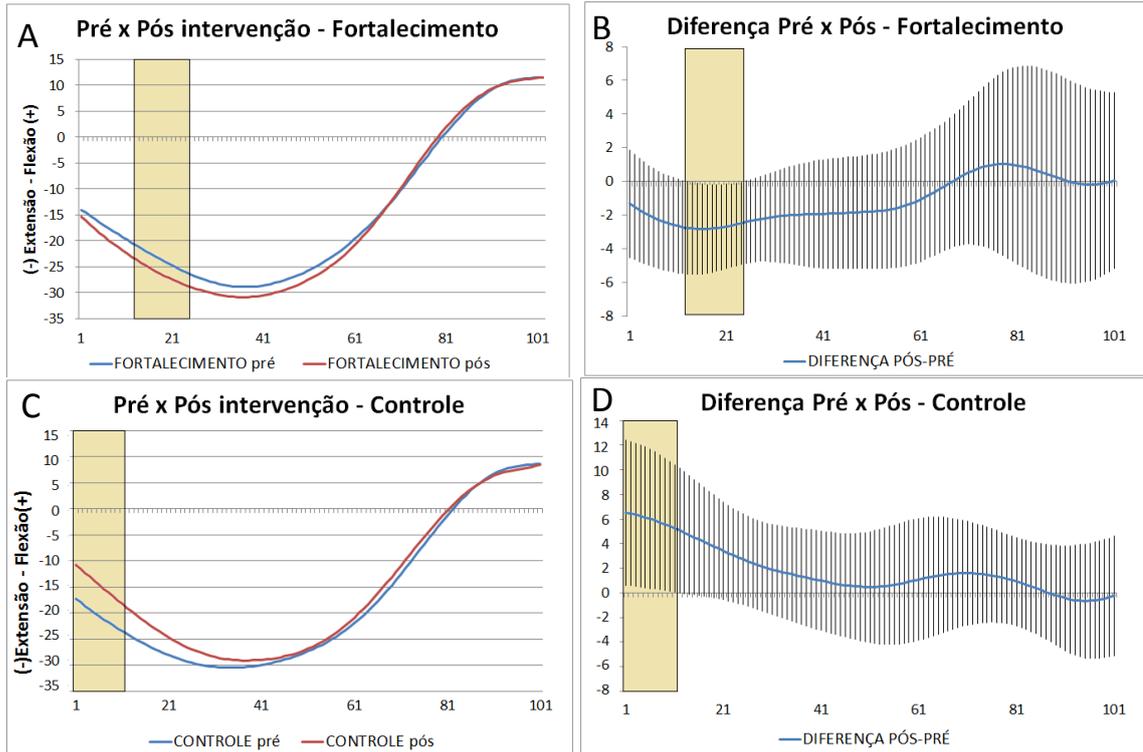
Em alguns voluntários, ocorreu perda de dados do deslocamento angular do ombro nas porções finais do chute devido não captura dos marcadores de rastreamento do segmento braço durante a coleta de dados. Dessa forma, os dados dos voluntários que obtiveram perda de alguma porção da curva foram excluídos, sendo utilizados no estudo dez voluntários no grupo fortalecimento e sete voluntários no grupo controle para a análise das curvas de deslocamento angular do ombro.



**FIGURA 10 – Deslocamento angular de ombro no plano transversal**  
 Legenda: Curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção (A e C) e curva da diferença pré e pós a intervenção com a banda de intervalo de confiança (B e D) dos indivíduos do grupo fortalecimento (A e B) e grupo controle (C e D).



**FIGURA 11 – Deslocamento angular de tronco no plano transverso**  
 Legenda: Curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção (A e C) e curva da diferença pré e pós a intervenção com a banda de intervalo de confiança (B e D) dos indivíduos do grupo fortalecimento (A e B) e grupo controle (C e D). As faixas amarelas indicam porcentagens de tempo do chute com diferença significativa entre os pontos das curvas médias da avaliação e reavaliação.



**FIGURA 12 – Deslocamento angular de quadril no plano sagital**  
 Legenda: Curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção (A e C) e curva da diferença pré e pós a intervenção com a banda de intervalo de confiança (B e D) dos indivíduos do grupo fortalecimento (A e B) e grupo controle (C e D). As faixas amarelas indicam porcentagens de tempo do chute com diferença significativa entre os pontos das curvas médias da avaliação e reavaliação

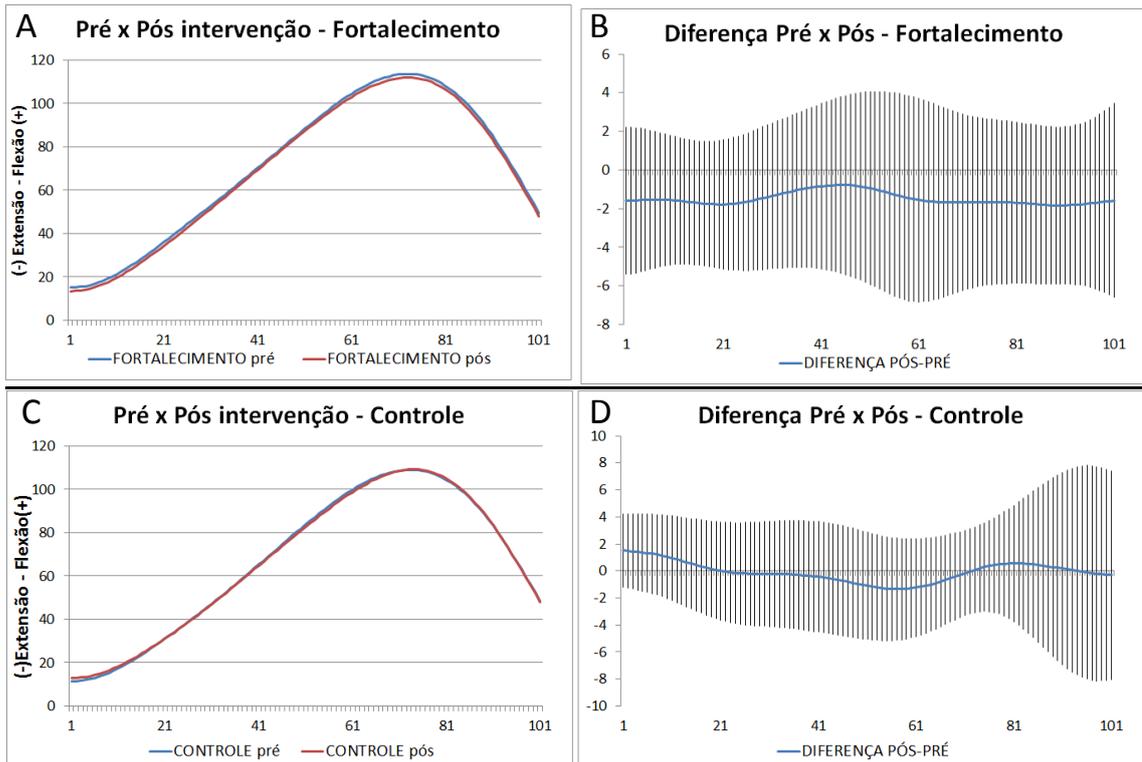


FIGURA 13 – Deslocamento angular de joelho no plano sagital  
 Legenda: Curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção (A e C) e curva da diferença pré e pós a intervenção com a banda de intervalo de confiança (B e D) dos indivíduos do grupo fortalecimento (A e B) e grupo controle (C e D).

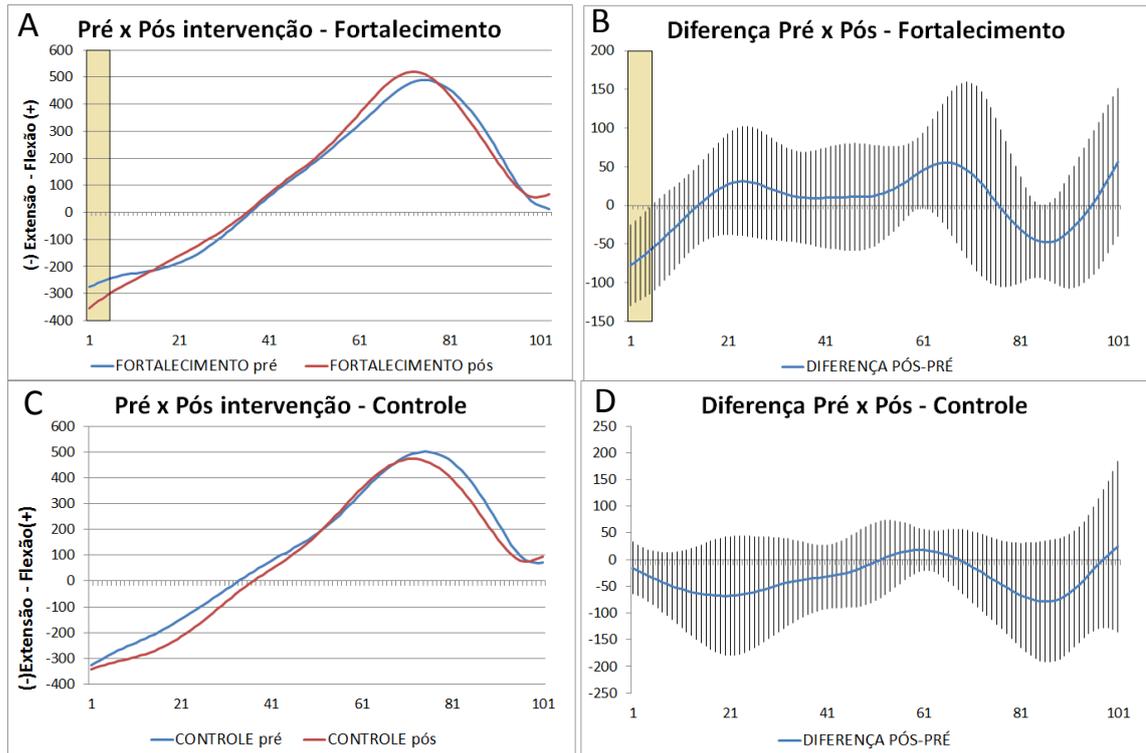


FIGURA 14 – Velocidade angular de quadril no plano sagital

Legenda: Curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção (A e C) e curva da diferença pré e pós a intervenção com a banda de intervalo de confiança (B e D) dos indivíduos do grupo fortalecimento (A e B) e grupo controle (C e D). As faixas amarelas indicam porcentagens de tempo do chute com diferença significativa entre os pontos das curvas médias da avaliação e reavaliação.

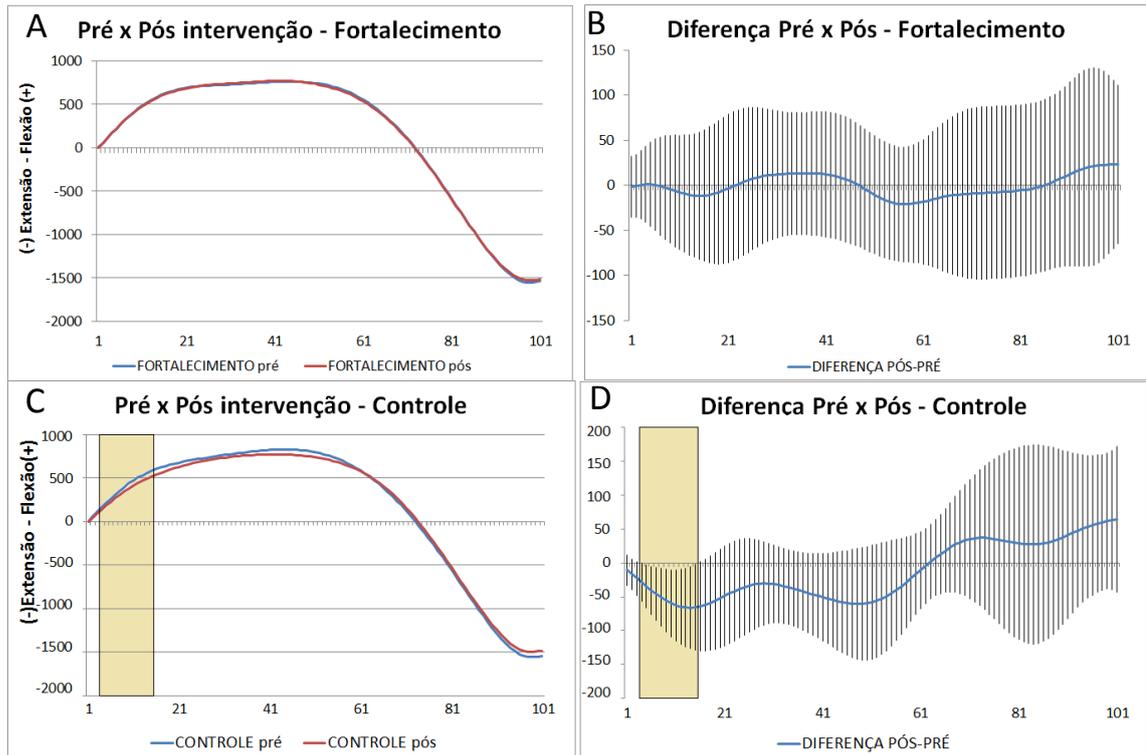


FIGURA 15 – Velocidade angular de joelho no plano sagital

Legenda: Curvas médias das avaliações pré e pós-intervenção (A e C) e curva da diferença pré e pós a intervenção com a banda de intervalo de confiança (B e D) dos indivíduos do grupo fortalecimento (A e B) e grupo controle (C e D). As faixas amarelas indicam porcentagens de tempo do chute com diferença significativa entre os pontos das curvas médias da avaliação e reavaliação

**TABELA 5**  
Médias, desvios-padrão (DP) e valores máximos e mínimos da diferença entre a avaliação e reavaliação no Grupo Fortalecimento.

Variáveis	Média	DP	Valor	
			Máximo	Mínimo
Tronco transversal (°)	2,71	0,12	2,47	2,82
Quadril sagital (°)	2,64	0,17	2,28	2,82
Velocidade de Extensão de Quadril (°/s)	68,00	7,43	77,33	58,39

Legenda: °/s graus por segundo.

Nota: Os valores média, máximo e mínimo foram calculados apenas para as porções da curva de diferença média nas quais mudanças significativas foram observadas nas comparações pré e pós-intervenção.

**TABELA 6**  
Médias, desvios-padrão (DP) e valores máximos e mínimos da diferença entre a avaliação e reavaliação no Grupo Controle.

Variáveis	Média	DP	Valor máximo	Valor mínimo
Quadril sagital (°)	5,96	0,43	6,54	5,24
Velocidade de Flexão de Joelho (°/s)	53,37	13,14	66,05	28,81

Legenda: °/s graus por segundo.

Nota: Os valores média, máximo e mínimo foram calculados apenas para as porções da curva de diferença média nas quais mudança significativa foi observada na comparação da avaliação e reavaliação.

As ANOVAs mistas para as variáveis discretas velocidade pico de flexão de quadril, velocidade pico de extensão de joelho, velocidade linear resultante pico do pé e velocidade da bola não apresentaram efeito principal significativo para grupo e condição, nem efeito de interação grupo x condição ( $p > 0,05$ ). Os valores de média e desvio-padrão referentes aos grupos controle e experimental para as condições pré e pós-intervenção e os valores de p para interação grupo x condição encontram-se na TABELA 7.

TABELA 7– Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas relacionadas ao desempenho do chute e velocidade da bola nos grupos controle e experimental para as condições pré e pós-intervenção e valores de p para interação grupo x condição.

Variáveis	Grupo Fortalecimento		Grupo Controle		Valor de p Interação grupo x condição
	Pré.	Pós	Pré	Pós	
Velocidade Pico de Flexão do Quadril (°/s)	547,20 (121,84)	569,60 (57,79)	563,73 (59,47)	543,05 (85,63)	0,63
Velocidade Pico de Extensão do Joelho (°/s)	-1568,44 (211,10)	-1547,94 (180,56)	-1588,56 (280,53)	-1548,07 (262,07)	0,78
Velocidade Resultante Pico do Pé (m/s)	16,54 (1,00)	16,55 4 (1,11)	16,41 (0,89)	16,26 (0,79)	0,34
Velocidade da bola (m/s)	21,90 (2,30)	22,43 (2,29)	21,75 (2,00)	21,76 (1,89)	0,10

Legenda: °/s graus por segundo; m/s metros por segundo.

## 4 DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo demonstraram que o fortalecimento de músculos do braço e tronco, associado à prática de chute, gera mudanças na cinemática de algumas articulações (tronco e quadril). Embora não tenha sido observada uma melhora no desempenho para realização da tarefa do chute, as mudanças cinemáticas observadas após o programa de treinamento seriam sugestivas de um melhor aproveitamento da energia gerada pelos movimentos do tronco durante a execução da tarefa. A prática de chute, realizada pelo grupo controle, também levou a mudanças na cinemática de algumas articulações (quadril e joelho). Entretanto, as mudanças observadas neste grupo não parecem ser sugestivas de um padrão que envolvesse uma melhor distribuição de energia ao longo da cadeia cinética.

O protocolo de fortalecimento, associado à prática da tarefa de chute, induziu um aumento da rotação do tronco para o lado contralateral à perna dominante de 20 a 42% do chute. Esse resultado sugere que, após a intervenção, os voluntários adotaram uma estratégia de movimento que favorece ainda mais o aproveitamento de energia produzida pelo movimento do tronco no plano transversal durante a realização do chute. O movimento do chute é descrito envolvendo a participação de outros segmentos da cadeia cinética além dos MMII<sup>3,9,10,12,34</sup>. A participação desses outros segmentos seria um mecanismo para um melhor aproveitamento de energia de segmentos com maior massa, como por exemplo, o tronco<sup>3,9</sup>. Especificamente, na fase inicial do chute ocorre a rotação do tronco<sup>9</sup>. Durante esses movimentos, os músculos rotadores desse segmento contraem excêntrica, absorvendo e armazenando energia<sup>3,9,11</sup>. Nas fases seguintes, a energia armazenada é reutilizada, potencializando as contrações concêntricas desses mesmos músculos<sup>3,9,11</sup>. No presente estudo, os voluntários submetidos ao fortalecimento aumentaram a força dos músculos rotadores do tronco e, conseqüentemente, a capacidade desses músculos de absorver energia via contração excêntrica<sup>4,24</sup>. Portanto, as modificações teciduais decorrentes do treinamento, associadas à prática da tarefa, resultaram em uma estratégia de movimento que envolve o aumento da rotação do tronco a fim de aproveitar a maior capacidade de absorver energia dos músculos rotadores do tronco após o fortalecimento. Em outras palavras, o padrão de movimento de maior rotação contralateral de tronco indicaria uma mudança em

busca de aumentar a eficiência deste mecanismo de aproveitamento (transferência) da energia gerada pelos músculos do tronco.

A transferência de energia mecânica ao longo da cadeia cinética tem sido apontada como um mecanismo fundamental para eficiência de movimentos esportivos e para diminuição de sobrecarga (stress) em tecidos e articulações<sup>1,2,4</sup>. Especificamente no movimento do chute, Naito *et al.*<sup>12</sup> demonstraram que, na fase de aceleração da perna, o momento muscular de rotação do tronco, juntamente com forças geradas no quadril e joelho, contribui para a aceleração do joelho. Embora as mudanças cinemáticas observadas (maior rotação contralateral de tronco) não tenham resultado em melhora do desempenho do chute (ausência de efeito na velocidade de flexão de quadril, de extensão de joelho e velocidade do pé), esse padrão de movimento poderia resultar em menor demanda sobre os demais segmentos (tecidos) responsáveis em acelerar o joelho, devido ao aproveitamento da energia gerada no tronco. Por exemplo, no caso do músculo reto femoral, frequentemente lesionado durante a prática do chute<sup>35</sup>, a utilização de energia gerada no tronco poderia resultar em uma menor demanda para esta musculatura. De acordo com este raciocínio teórico, o fortalecimento de músculos do tronco e braços poderia levar a um melhor aproveitamento e distribuição de energia ao longo da cadeia cinética, diminuindo o stress em tecidos/articulações dos MMII diretamente envolvidos no chute. Vale ressaltar que o delineamento/resultados do presente estudo não permitem inferências diretas sobre a demanda imposta ou risco de lesões em MMII durante a prática de chute.

Os voluntários do grupo fortalecimento também apresentaram maior extensão do quadril de 12 a 23% e maior velocidade de extensão do quadril de 0 a 4% do chute. Alguns estudos indicam que, durante o ciclo alongamento-encurtamento de um músculo, o aumento na amplitude de alongamento e na velocidade desse alongamento – contração excêntrica – aumenta a absorção de energia pelo músculo e a velocidade do encurtamento subsequente do grupo muscular – contração concêntrica<sup>36,37</sup>. Neste sentido, a estratégia de maior amplitude e maior velocidade de extensão do quadril favoreceria uma maior absorção de energia pelos músculos flexores do quadril nessa fase do chute. Entretanto, diferentemente do que foi sugerido para o tronco, essa estratégia não seria decorrente de modificações teciduais (aumento na força e trofismo) dos flexores do quadril, uma vez que o protocolo de exercícios não envolveu o fortalecimento desses músculos. Diante da

possibilidade de transferência de energia entre segmentos de tronco e MMII, favorecida pelas conexões miofasciais da linha oblíqua, a maior extensão de quadril participaria do alongamento dessa linha, resultando em maior absorção de energia<sup>9</sup>. Outra possível explicação para a mudança cinemática observada no quadril seria a exposição dos voluntários à prática de chute, a qual teria propiciado o surgimento da estratégia de maior deslocamento e velocidade de extensão do quadril no sentido de favorecer a absorção de energia elástica pelos músculos flexores. Contudo, essa estratégia não foi observada no grupo controle, que também foi exposto a prática do chute.

As mudanças nos movimentos do tronco e quadril encontradas no grupo fortalecimento estão relacionadas entre si. Por exemplo, a mudança no deslocamento do quadril está associada à mudança encontrada no tronco, uma vez que uma maior extensão do quadril está associada a um aumento da rotação da pelve para o lado do MI de chute<sup>38</sup>. Esse aumento na rotação da pelve, juntamente com a rotação do segmento tronco para o lado oposto, explicariam a maior rotação do tronco em relação à pelve encontrada neste estudo. Além disso, a maior velocidade de extensão do quadril está diretamente relacionada à mudança no deslocamento angular dessa articulação. Essa relação pode ser observada ao se comparar as curvas de deslocamento do quadril nas avaliações pré e pós-intervenção (FIG. 12a). Observamos que no início do chute, no momento da retirada do pé, a angulação do quadril na avaliação pré e pós-intervenção foi próxima. Nos pontos subsequentes, o ângulo de extensão de quadril aumenta abruptamente na curva da reavaliação, levando ao surgimento de uma diferença significativa entre as curvas a partir dos 12% do chute. Esse aumento abrupto leva a maior inclinação da curva de deslocamento nos primeiros 4 % do chute, que está relacionada diretamente à maior velocidade nessa mesma faixa. Dessa forma, as mudanças encontradas em diferentes articulações e variáveis são interdependentes, revelando uma mudança global na cinemática do chute que envolveu diversos segmentos interconectados, e não apenas um segmento isolado.

No presente estudo, não foram encontradas mudanças na cinemática do ombro durante o movimento do chute após o fortalecimento de músculos do braço e tronco. A ausência de mudanças significativas pode ter ocorrido devido à adoção de estratégias distintas e opostas entre os indivíduos, associado à perda de dados cinemáticos do ombro. Os voluntários apresentaram grande variabilidade de

estratégias, sendo que alguns apresentaram maior abdução horizontal após a intervenção enquanto outros diminuíram da abdução após o fortalecimento. Isso levou a um grande desvio padrão em cada ponto da curva de diferença pré x pós-intervenção. Além disso, ocorreu perda de dados do deslocamento angular do ombro devido a não captura dos marcadores de rastreamento do segmento braço durante a coleta de dados, o que levou a diminuição do número de voluntários utilizados para cálculo das curvas de deslocamento angular do ombro nos dois grupos. O grande desvio padrão, associada ao menor número amostral, levaram a um grande intervalo de confiança no gráfico da diferença pré x pós de deslocamento angular de ombro (FIG. 10b e 10d), o que por sua vez, pode ter influenciado a capacidade de detecção de possíveis efeitos. Reforçando essa hipótese, ao calcularmos o erro padrão médio dos 101 pontos das curvas de diferença entre a avaliação e reavaliação no grupo fortalecimento, observamos que as curvas de deslocamento angular do joelho, quadril e tronco apresentaram erro padrão médio de 1,93; 1,78 e 1,23; respectivamente, enquanto a curva de deslocamento angular do ombro apresentou erro padrão médio de 2,99. No grupo controle, o erro padrão médio da curva de deslocamento angular do ombro foi igual a 5,03. Assim, a adoção de estratégias distintas e a perda de dados do braço podem ter contribuído para a ausência de efeito do fortalecimento na cinemática do ombro neste estudo.

O padrão de movimento encontrado após o fortalecimento aproxima-se do padrão encontrado em jogadores profissionais. Shan e Westerhoff <sup>9</sup> demonstraram que jogadores profissionais apresentam maior rotação do tronco no plano transversal e maior excursão de movimento do quadril no plano sagital. Além disso, chutes que objetivam maior velocidade de partida da bola, quando comparados a chutes que objetivam acurácia, também apresentam maior excursão de movimento do quadril <sup>38</sup>, além de maior comprimento do último passo antes do chute, variável relacionada à maior rotação da pelve para o lado do membro de chute <sup>11,38</sup>. Entretanto, neste estudo, as mudanças encontradas na cinemática após o fortalecimento não foram suficientes para gerar mudanças nas variáveis relacionadas ao desempenho no chute (velocidade de flexão de quadril, velocidade de extensão de joelho, velocidades do pé e bola). Essa ausência de efeito poderia sugerir a necessidade de intervenção também em MMII quando o objetivo é mudança de desempenho <sup>8,14,15</sup>. Além disso, um treinamento da tarefa de chute que envolvesse maior volume de treinamento <sup>14,15,39</sup> e variações da tarefa (e.g. diferentes posições iniciais do alvo,

bola e chutador) <sup>40</sup> poderia favorecer a melhora de desempenho no chute. Para maior estímulo a mudanças no desempenho, o treinamento poderia incluir diversos padrões de movimento, que variassem qualitativamente e quantitativamente a cada chute, com o objetivo de proporcionar um estímulo permanente de mudança ao longo do tempo e encorajar o voluntário a realizar uma variedade de padrões de movimentos que podem ser utilizados para a tarefa de chute <sup>41,42</sup>.

No presente estudo também foram encontradas mudanças no grupo controle que, apesar de não realizar fortalecimento muscular, praticava a tarefa de chute. Ao contrário do grupo fortalecimento, os voluntários do controle apresentaram posições de menor extensão de quadril nos primeiros 10% do chute. Essa mudança levou a um aumento da excursão de extensão do quadril, uma vez que no momento de retirada do pé os voluntários apresentaram posição menos estendida do quadril, enquanto que no momento de máxima extensão não houve diferença entre as curvas pré e pós-intervenção. Outros estudos que envolveram prática do chute também encontraram aumento na excursão do quadril <sup>39,40</sup>, mas associada a outros mecanismos, como, por exemplo, a maior flexão do quadril na fase de *follow-through*, após o contato com a bola <sup>39</sup>. Entretanto, diferentemente do ocorrido no grupo fortalecimento, a alteração no deslocamento do quadril encontrada neste estudo parece não estar relacionada à melhor distribuição de energia ao longo da cadeia cinética. Primeiro, pelo fato de ela não ter representado um possível aumento na absorção de energia elástica durante o ciclo alongamento-encurtamento dos músculos flexores do quadril, uma vez não causou maior alongamento dos músculos flexores dessa articulação e não veio acompanhada de um aumento da velocidade de extensão do quadril. Segundo, por ela não vir acompanhada por alterações na cinemática de outros segmentos da cadeia cinética, como o tronco e braço, o que indicaria uma alteração global na cinemática do chute no sentido de melhorar a transmissão de força entre segmentos.

Outra mudança encontrada no grupo controle foi uma menor velocidade de flexão do joelho de 3 a 10% do chute. Essa menor velocidade de joelho pode ser explicada pela mudança no deslocamento angular do quadril. No momento da retirada do pé do solo (início da fase de balanço), a ação do vetor da força de reação do solo que age sobre o joelho contribui para a flexão dessa articulação <sup>43</sup>. Como os voluntários do grupo controle apresentaram menor extensão de quadril no momento da retirada do pé do solo (FIG. 12c), a perna ficou em uma posição mais vertical em

relação ao solo nesse momento. Com isso, a distância perpendicular do vetor da força de reação do solo em relação ao eixo do joelho foi menor, fazendo com que o torque gerado pelo vetor da força de reação do solo sobre o joelho também diminuísse. Dessa forma, a velocidade de flexão do joelho logo após a retirada do pé, no início do chute, foi menor. Esse argumento é reforçado ao analisarmos as curvas de velocidade do joelho e deslocamento do quadril dos voluntários do grupo controle individualmente. Essa análise permitiu observar que os três voluntários que apresentavam menor velocidade de joelho de 3 a 10% do chute também apresentavam menores ângulos de extensão do quadril nessa mesma faixa do chute. Vale ressaltar que essa mudança não trouxe repercussões sobre o desempenho do chute, apesar de a velocidade de alongamento dos músculos extensores do joelho ser importante para melhor eficiência do ciclo alongamento encurtamento desses músculos<sup>37</sup>. Isso porque a menor velocidade de flexão do joelho ocorreu numa faixa anterior ao momento do pico da velocidade de flexão dessa articulação. Assim, a menor velocidade de flexão de joelho encontrada no grupo controle pode ser considerada secundária à mudança no deslocamento angular do quadril.

Este estudo apresentou algumas limitações. O método utilizado para mensuração da velocidade da bola, embora tenha sido similar ao de outros estudos<sup>44,45</sup>, não permitiu uma mensuração direta dessa variável, o que poderia limitar a comparação dos valores absolutos de velocidade da bola encontrados nesse estudo com os de outros estudos. Entretanto, os valores encontrados neste estudo foram similares a alguns que realizaram mensurações mais diretas da velocidade da bola, como, por exemplo, por meio da análise do deslocamento da bola com sistemas de análise de movimento e marcadores fixados a ela<sup>26</sup>. Além disso, a avaliação da velocidade da bola por meio de células fotoelétricas poderia levar a pequenos erros na medida nos casos em que a bola realizasse uma trajetória muito oblíqua na passagem entre os feixes fotoelétricos, já que seu deslocamento real seria maior que os 50 cm considerados entre os dois feixes. Contudo, para minimizar esse efeito, só foram selecionados para o cálculo da velocidade de bola os chutes que acertaram um alvo retangular, o que excluiu da análise chutes que apresentavam trajetórias muito oblíquas. Além disso, o fato da confiabilidade do método de medida ter sido excelente indica que o controle metodológico do acerto ao alvo e o posicionamento das fotocélulas foram suficientes para minimizar possíveis erros inerentes ao método utilizado.

Outra limitação desse estudo foi a perda de dados do movimento do ombro devido a não captura dos marcadores de rastreamento do segmento braço durante a coleta de dados de alguns indivíduos. Alguns fatores inerentes à coleta de dados do chute dificultaram a captação do sinal das marcas de rastreamento do braço durante todo o movimento do chute e em todos os voluntários. A grande amplitude de movimento do ombro durante o chute, em todos os planos, bem como os diversos padrões de movimento adotado pelos voluntários, geraram algumas perdas de dados. Outro fator foi o fato de os voluntários se deslocarem dentro da área de coleta para realizar o chute. O posicionamento das unidades CODA no *set-up* foi definido de forma a garantir a visualização dos segmentos no início (momento de retirada do pé do solo) e no final do chute (momento de contato do pé com a bola). Assim, os voluntários ficavam mais distantes das unidades CODA no início ou final do chute, o que pode ter favorecido algumas perdas de dados nesses momentos. Dessa forma, a quantidade de unidades CODA e posicionamento delas na área de coleta não foram suficientes para garantir a captação completa do sinal do braço em todos os voluntários.

Os resultados do presente estudo permitem concluir que o fortalecimento de músculos do tronco e dos braços associado, à prática de chute, é capaz de gerar mudanças da cinemática de algumas articulações como tronco e quadril no sentido de favorecer o aproveitamento da energia gerada pelos movimentos do tronco. Esse melhor aproveitamento da energia produzida nos outros segmentos a cadeia cinética poderia resultar em uma menor demanda sobre os tecidos musculoesqueléticos dos membros inferiores. Além disso, a prática de chute sozinha também pode levar a mudanças na cinemática, mas elas parecem não repercutir em melhor distribuição de energia ao longo da cadeia cinética. Embora o protocolo de intervenção realizado neste estudo tenha promovido mudanças na cinemática, não foi capaz de melhorar o desempenho durante a tarefa de chute. Esse resultado pode estar relacionado à ausência de fortalecimento de músculos dos membros inferiores nesse estudo, bem como de um treinamento de chute mais direcionado ao aumento do desempenho.

## REFERÊNCIAS

1. SCIASCIA, A.; *et al.* Kinetic chain abnormalities in the athletic shoulder. **Sports Med Arthrosc**, v.20, n.1, p.16-21, Mar. 2012.
2. ELLIOTT, B. Biomechanics and tennis. **Br J Sports Med**, v.40, n.5, p.392-396, May 2006.
3. FONSECA, S. T.; *et al.* Applied biomechanics of soccer. *In*: MAGEE, D.J. *et al.* **Athletic and sports issues in musculoskeletal rehabilitation**. Filadelfia: Saunders Elsevier, 2010. cap.12, p.315-329.
4. FONSECA, S. T.; *et al.* Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. *In*: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKY, J.E.; QUILLEN, W.S. **Scientific foundations e principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. Saint Louis: Saunders Elsevier, 2007. cap.23, p.476-486.
5. LEES, A.; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **J Sports Sci**, v.16, n.3, p.211-234, Apr. 1998.
6. DE WITT, J. K.; HINRICHS, R. N. Mechanical factors associated with the development of high ball velocity during an instep soccer kick. **Sports Biomech**, v.11, n.3, p.382-390, Sept. 2012.
7. NUNOME, H.; *et al.* Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Med Sci Sports Exerc**, v.34, n.12, p.2028-2036, Dec. 2002.
8. YOUNG, W. B.; RATH, D. A. Enhancing foot velocity in football kicking: the role of strength training. **J Strength Cond Res**, v.25, n.2, p.561-566, Feb. 2011.
9. 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 Biomech**, v.4, n.1, p.59-72, Jan.2005.
10. SHAN, G.; ZHANG, X. From 2D leg kinematics to 3D full-body biomechanics- the past, present and future of scientific analysis of maximal instep kick in soccer. **Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol**, v.3, n.1, p.23- 2011.
11. LEES, A.; *et al.* The biomechanics of kicking in soccer: a review. **J Sports Sci**, v.28, n.8, p.805-817, June 2010.

12. NAITO, K.; FUKUI, Y.; MARUYAMA, T. Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. **Hum Mov Sci**, v.29, n.2, p.259-276, Apr. 2010.
13. BEZODIS, N.; *et al.* Contributions of the non-kicking-side arm to rugby place-kicking technique. **Sports Biomech**, v.6, n.2, p.171-186, May 2007.
14. MANOLOPOULOS, E.; PAPADOPOULOS, C.; KELLIS, E. Effects of combined strength and kick coordination training on soccer kick biomechanics in amateur players. **Scand J Med Sci Sports**, v.16, n.2, p.102-110, Apr. 2006.
15. MANOLOPOULOS, *et al.* Strength training effects on physical conditioning and instep kick kinematics in young amateur soccer players during preseason. **Percept Mot Skills**, v.99, n.2, p.701-710, Oct. 2004.
16. SEDANO, C. S.; *et al.* Effects of lower-limb plyometric training on body composition, explosive strength, and kicking speed in female soccer players. **J Strength Cond Res**, v.23, n.6, p.1714-1722, Sept. 2009.
17. APRIANTONO, T.; *et al.* The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **J Sports Sci**, v.24, n.9, p.951-960, Sept. 2006.
18. ECKENRODE, B. J.; KELLEY, M. J.; KELLY, J. D. Anatomic and biomechanical fundamentals of the thrower shoulder. **Sports Med Arthrosc**, v.20, n.1, p.2-10, Mar. 2012.
19. STECCO, A.; *et al.* The pectoral fascia: anatomical and histological study. **J Bodyw Mov Ther**, v.13, n.3, p.255-261, July 2009.
20. STECCO, A.; *et al.* Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb. **J Bodyw Mov Ther**, v.13, n.1, p.53-62, Jan. 2009.
21. MORRIS, H.; SCHAEFFER, J. P. Human anatomy: a complete systematic treatise. 11<sup>a</sup>. ed. New York: Blakiston, 1953.
22. MYERS, T. W. Trilhos anatômicos: meridianos miofasciais para terapeutas manuais e do movimento. Rio de Janeiro: Malone, 2003.
23. URQUHART, D. M.; *et al.* Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. **Clin Biomech**, v.20, n.3, p.233-241, Mar. 2005.

24. GARRETT, W. E.; *et al.* Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. **Am J Sports Med**, v.15, n.5, p.448-454, Sept. 1987.
25. HUIJING, P. A. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. **Exerc Sport Sci Rev**, v.31, n.4, p.167-175, Oct. 2003.
26. KELLIS, E.; KATIS, A.; GISSIS, I. Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. **Med Sci Sports Exerc**, v.36, n.6, p.1017-1028, June 2004.
27. KADABA, M.P.; *et al.* Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **J Orthop Res**, v.7, n.6, p.849-860, 1989.
28. 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.
29. GRAVES, J. E.; POLLOCK, M. L.; BRYANT, C. X. Assessment of muscular strength and endurance. *In: ACSM's resource manual for guidelines for exercise testing and prescription*. 3<sup>a</sup> ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1998. cap.43, p.363-367.
30. AMERICAN College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v.41, n.3, p.687-708, Mar. 2009.
31. 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.
32. DORGE, H. C.; *et al.* EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. **Scand J Med Sci Sports**, v.9, n.4, p.195-200, Aug. 1999.
33. FELLIN, R. E.; *et al.* Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. **J Sci Med Sport**, v.13, n.6, p.646-650, Nov.2010.

34. NAITO, K.; FUKUI, Y.; MARUYAMA, T. Energy redistribution analysis of dynamic mechanisms of multi-body, multi-joint kinetic chain movement during soccer instep kicks. **Hum Mov Sci**, v. Oct. 2011.
35. WOODS, C.; *et al.* The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football-analysis of preseason injuries. **Br J Sports Med**, v.36, n.6, p.436-441, Dec. 2002.
36. ETTEMA, G.J.; *et al.* Effects of prestretch at the onset of stimulation on mechanical work output of rat medial gastrocnemius muscle-tendon complex. **J Exp Biol**, v.152, p.333-351, Sept. 1990.
37. BOBER, T.; PUTNAM, C. A.; WOODWORTH, G. G. Factors influencing the angular velocity of a human limb segment. **J Biomech**, v.20, n.5, p.511-521, 1987.
38. LEES, A.; NOLAN, L. Three dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. *In*: SPINKS,W.; REILLY,T.; MURPHY,A. **Science and football IV**. London: Routledge, 2002. p.16-21.
39. ANDERSON, D. I.; SIDAWAY, B. Coordination changes associated with practice of a soccer kick. **Res Q Exerc Sport**, v.65, n.2, p.93-99, June 1994.
40. CHOW, J. Y.; *et al.* Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. **Acta Psychol**, v.127, n.1, p.163-176, Jan.2008.
41. FRANK, T. D.; *et al.* A quantitative dynamical systems approach to differential learning: self-organization principle and order parameter equations. **Biol Cybern**, v.98, n.1, p.19-31, Jan.2008.
42. SCHÖLLHORN, W. I; *et al.* Does noise provide a basis for the unification of motor learning theories? **Int J Sport Psychol**, v.37, p.186-206, 2006.
43. DUGAN, S. A.; BHAT, K. P. Biomechanics and analysis of running gait. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, v.16, n.3, p.603-621, Aug. 2005.
44. ANDERSEN, T. B.; DORGE, H. C. The influence of speed of approach and accuracy constraint on the maximal speed of the ball in soccer kicking. **Scand J Med Sci Sports**, v.21, n.1, p.79-84, Feb. 2011.

45. POULMEDIS, P.; *et al.* The Influence of Isokinetic Muscle Torque Exerted in Various Speeds on Soccer Ball Velocity. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.10, n.3, p.93-96, 1988.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Estudo:** Efeito do fortalecimento de músculos do membro superior e do tronco sobre a cinemática e o desempenho do chute

**Investigador Principal:** Miguel Arcanjo de Assis

**Orientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Juliana de Melo Ocarino

Primeiramente gostaríamos de convidá-lo para participar do estudo e também de agradecer por seu interesse. O nosso objetivo é investigar o efeito de um programa de fortalecimento dos músculos do tronco e dos braços no padrão de movimento durante o chute com o dorso do pé numa bola de futebol e na velocidade de partida da bola após o chute. Além disso, vamos avaliar o efeito dessa intervenção sobre o desempenho em um teste chamado teste da ponte com extensão unilateral do joelho. Assim, este estudo pretende demonstrar se a realização de exercícios para fortalecimento muscular é capaz de melhorar o movimento de suas pernas, tronco e braços durante a realização do chute, aumentar a velocidade de partida da bola e o seu desempenho durante o teste da ponte.

**Procedimentos:** Os testes para análise do movimento do chute e velocidade de partida da bola serão realizados no Laboratório de Análise do Movimento (sala 1107) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Inicialmente, seu peso e altura serão medidos com uma balança. Logo após, serão afixados marcadores nos seus braços, tronco, pelve, coxa e perna, sendo que esse procedimento é indolor. Depois, você será orientado a chutar uma bola de futebol com o dorso do pé, o mais forte que consegue, em direção a um gol a sua frente. Você fará alguns chutes para aprender a tarefa e então irá realizar 5 chutes com a perna que você consegue chutar melhor. Após esses procedimentos, serão colocados outros marcadores reflexivos na sua pelve. Você será solicitado a deitar-se sobre uma maca, manter as mãos colocadas sob a cabeça, o quadril e joelhos dobrados e os pés apoiados. Após ficar nessa posição, você será orientado a levantar o quadril da maca, esticar um dos joelhos, mantendo a perna elevada na mesma altura que a coxa do outro membro, e sustentar a posição por 10 segundos. Em seguida o teste será repetido com o outro membro inferior.

Após a realização dessa avaliação inicial, será realizado um sorteio para definir para qual grupo você irá (grupo 1 ou 2).

**GRUPO 1:** Se você for incluído neste grupo, deverá comparecer no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportiva (LAPREV) no prazo máximo de uma semana após o teste inicial para começar um programa de fortalecimento dos músculos dos seus braços e do seu tronco. O programa será constituído de exercícios rotineiramente realizados em um aparelho de musculação (*cross-over*). Os exercícios serão realizados três vezes por semana durante oito semanas e serão feitos nos dois lados do corpo. A carga dos exercícios será suficiente para causar um cansaço muscular durante a realização dos mesmos e será aumentada progressivamente, segundo sua tolerância. A duração de cada sessão de fortalecimento será de aproximadamente 50 minutos. Antes do início de cada sessão de exercícios, você será acompanhado por um

examinador até uma quadra poliesportiva que fica a 300 metros do Laboratório, onde realizará um treino de chute de aproximadamente 5 minutos. Você será solicitado a dar 10 chutes com o dorso do pé numa bola de futebol, com o máximo de força que consegue, em direção a um gol. Os horários para realização dos fortalecimentos e treino de chute serão estabelecidos de acordo com sua disponibilidade e com a disponibilidade dos examinadores envolvidos na pesquisa, pois todas as sessões de fortalecimento e treino de chute serão acompanhadas por algum dos examinadores. Na primeira e última sessão será realizada a avaliação da carga (peso) que você consegue em apenas uma repetição para cada exercício (repetição máxima). Para tal, será colocada no aparelho de musculação uma carga, suficiente para você só conseguir realizar uma repetição do exercício. Este teste já é amplamente utilizado em várias pesquisas e academias. Uma semana após o término do programa de fortalecimento, você deverá retornar ao laboratório para repetir os procedimentos dos testes iniciais.

**GRUPO 2:** Se você for incluído neste grupo, não será submetido aos exercícios, mas deverá comparecer a uma quadra poliesportiva da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional no prazo máximo de uma semana após o teste inicial para começar o treino de chute de aproximadamente 5 minutos. Você será solicitado a dar 10 chutes com o dorso do pé numa bola de futebol, com o máximo de força que consegue, em direção a um gol. Os treinos serão realizados três vezes por semana durante oito semanas. Uma semana após o término dos treinos de chutes você deverá retornar ao laboratório para repetir os procedimentos dos testes iniciais. Se for de seu interesse, após a realização dos testes finais, você poderá participar do mesmo programa de exercícios de fortalecimento oferecido ao grupo 1, sob supervisão de um dos examinadores envolvidos na pesquisa.

Independente do grupo em que participar, você deverá comparecer ao laboratório para realizar as avaliações em duas ocasiões, sendo que o tempo previsto para cada dia é de duas horas. Além disso, é necessário que você não realize exercícios de fortalecimento, além daqueles realizados na presença do examinador, nem treinos específicos de futebol enquanto você estiver participando do estudo.

**Riscos e desconfortos:** A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Você poderá sentir um leve desconforto muscular após a realização das avaliações inicial e final, após os treinos de chute, nos dois primeiros dias após a progressão da carga dos exercícios de fortalecimento ou após os dias da avaliação de uma repetição máxima (apenas participantes do grupo 1). Se sentir esse desconforto, você pode solicitar ao pesquisador (fisioterapeuta) que utilize algum recurso fisioterapêutico para alívio.

**Benefícios esperados:** Se você for sorteado para o grupo 1 poderá ser beneficiado pela realização do programa de fortalecimento dos músculos dos braços e tronco, pois a maior força dessas musculaturas pode melhorar o movimento de suas pernas, tronco e braços durante a realização de chutes de futebol. Se você for sorteado para o grupo 2,

você poderá solicitar a realização do mesmo programa de fortalecimento feito pelos participantes do grupo 1, objetivando alcançar os possíveis benefícios. Caso não seja evidenciado benefício do programa de fortalecimento, não serão esperados benefícios diretos em decorrência da participação na pesquisa. Porém, os resultados desse estudo ajudarão os terapeutas a entender melhor como os músculos do corpo atuam durante a

realização do chute de futebol e durante o teste da ponte, o que irá contribuir para o avanço do conhecimento na área da fisioterapia.

**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 no laboratório.

Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com o pesquisador responsável pelo projeto (Miguel), por meio do telefone 8794-0358 ou com a orientadora do projeto (Prof.<sup>a</sup> Juliana Ocarino) 3409-7448. 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.

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Miguel Arcanjo de Assis – Mestrando	Data
_____	_____
Dr <sup>a</sup> Juliana de Melo Ocarino – Orientadora	Data

### Contatos:

#### **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  
E-mail: [coep@prpq.ufmg.br](mailto:coep@prpq.ufmg.br)

#### **Miguel Arcanjo de Assis (aluno – Mestrado)**

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia  
Telefone: (31) 34121989 e 87940358 Fax: (31) 3409-4783  
E-mail: [miguelaassis@yahoo.com.br](mailto:miguelaassis@yahoo.com.br)

#### **Juliana de Melo Ocarino (Orientadora)**

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia  
Telefone: (31) 3409-4783 e 4781-7407 Fax: (31) 3409-4783  
E-mail: [julianaocarino@gmail.com](mailto:julianaocarino@gmail.com)

## APÊNDICE B – QUADRO COM DESCRIÇÃO DOS EXERCÍCIOS REALIZADOS

Exercício	Posição inicial	Movimento realizado	Dispositivos de estabilização
<b>Exercício 1</b> Flexores de braço	De pé, braços ao longo do corpo, joelhos semi-fletidos.	Flexão de cotovelo bilateral em toda a amplitude disponível	--
<b>Exercício 2</b> Extensores de braço	Sentado em cadeira com apoio, ombros fletidos 180°.	Extensão do cotovelo bilateral de 90° de flexão extensão completa	--
<b>Exercício 3</b> Crucifixo	Sentado em cadeira com apoio, ombros abduzidos 90°.	Adução horizontal dos ombros de 0 a 90°	Cadeira com apoio
<b>Exercício 4</b> Rotação de tronco	Sentado, coluna e cabeça alinhadas, braços cruzados no peito.	Rotação de tronco em toda a amplitude disponível	Velcro de estabilização fixando o quadril
<b>Exercício 5</b> Flexão com rotação de tronco	Sentado, apoiado sobre encosto mantendo flexão quadril de 30°, braços cruzados no peito.	Flexão com rotação de tronco mantendo pelve fixa (evitando movimento no quadril)	Encosto sob a coluna lombar, Velcro de estabilização fixando o quadril
<b>Exercício 6*</b> Exercício Funcional 1	Sentado, flexão de coluna de 30° sem sobrecarga inicial e ombro abduzido.	Adução horizontal de ombro de 0 a 90° + flexão e rotação de tronco (evitando movimento no quadril)	Velcro de estabilização fixando o quadril
<b>Exercício 7**</b> Exercício Funcional 2	De pé, ombro abduzido e pé do mesmo lado apoiado à frente.	Adução horizontal de ombro de 0 a 90° + flexão e rotação de tronco (evitando movimento no quadril) + passo a frente da perna contralateral.	--

Legenda: \* realizado da 5<sup>a</sup> a 8<sup>a</sup> semana de treinamento.\*\* realizado da 7<sup>a</sup> e 8<sup>a</sup> semana de treinamento.

**ANEXO- PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

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

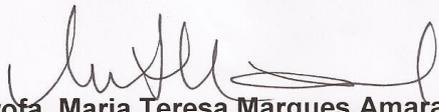
**Projeto: CAAE – 0676.0.203.000-11**

**Interessado(a): Profa. Juliana de Melo Ocarino  
Departamento de Fisioterapia  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e  
Terapia Ocupacional - UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 19 de março de 2012, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado **"Efeito do fortalecimento de músculos do membro superior e do tronco sobre a cinemática e o desempenho do chute"** 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.

  
**Profa. Maria Teresa Marques Amaral  
Coordenadora do COEP-UFMG**