

DOUGLAS PEREIRA DE OLIVEIRA  
BRENO MONÇÃO DE ANDRADE

**RELAÇÃO ENTRE OS TORQUES DO TRONCO E DO MEMBRO INFERIOR DE  
CHUTE E A POTÊNCIA DO CHUTE MÁXIMO NO FUTEBOL**

Belo Horizonte  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG  
2022

DOUGLAS PEREIRA DE OLIVEIRA  
BRENO MONÇÃO DE ANDRADE

**RELAÇÃO ENTRE OS TORQUES DO TRONCO E DO MEMBRO INFERIOR DE  
CHUTE E A POTÊNCIA DO CHUTE MÁXIMO NO FUTEBOL**

Monografia apresentada ao curso de Graduação em Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza  
Coorientadores: Msc. Diego Carvalho da Silva e Msc. Sabrina Penna Cintra

Belo Horizonte  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG  
2022

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus pelo dom da vida e por todas as oportunidades providenciadas em nossas vidas.

Aos nossos familiares, nossos pais, mães e irmãos, por estarem sempre nos fortalecendo na busca dos objetivos e serem uma base sólida para nós.

As nossas namoradas, por sempre acreditar e nos incentivar a buscar aquilo que almejamos.

Aos amigos, que contribuíram para nossa formação pessoal e profissional.

Aos colegas de turma, colegas de laboratório (LAM), professores, preceptores de estágio, pacientes, atletas, profissionais de outras áreas com os quais tivemos contato, enfim, todos que contribuíram para a nossa formação. De modo especial, ao professor Thales Rezende de Souza, por ter nos orientado neste trabalho de conclusão, bem como aos mestres Diego Carvalho da Silva e Sabrina Penna Cintra por contribuírem com este trabalho como coorientadores.

## RESUMO

**Introdução:** O chute é um gesto esportivo que gera altas demandas de estresse sobre o sistema musculoesquelético. A participação do tronco no chute tem sido estudada uma vez que os torques de flexo-extensão e rotação do tronco e pelve podem favorecer o mecanismo de transmissão de energia para o membro inferior de chute. Isso permite a realização do chute máximo com compartilhamento de demandas entre tronco e membro inferior. Assim, a magnitude dos torques articulares produzidos no tronco, durante o chute, pode influenciar a magnitude dos torques produzidos no membro inferior e a potência do chute. Entretanto, ainda não se sabe se essas possíveis relações existem. **Objetivo:** Investigar a relação entre os torques do tronco bissegmentado (toracolombar e lombopélvica) e os torques do membro inferior de chute, bem como a potência do chute (velocidade do pé pré-impacto com a bola) em um chute máximo com o dorso do pé. **Materiais e método:** Trata-se de um estudo observacional transversal. Participaram do estudo dezoito voluntários do sexo masculino, com idade entre 18 e 35 anos, com índice de massa corporal menor ou igual a 25 kg/m<sup>2</sup>, que praticam o futebol semanalmente, com tempo mínimo de 1 ano de prática, que não apresentam lesões musculoesqueléticas há pelo menos 6 meses. A coleta dos dados cinemáticos e cinéticos do chute foi feita no Laboratório de Análise do Movimento (LAM), da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). As variáveis coletadas foram os picos dos torques de flexão da toracolombar e lombopélvica, picos dos torques de rotação ipsilateral da toracolombar e lombopélvica, pico de torque de flexão do quadril direito, pico de torque de extensão do joelho direito e pico de velocidade do pé pré-impacto com a bola. Análises de correlação de Pearson foram realizadas para investigar as relações dos torques do tronco com os torques do membro inferior e com a velocidade pré-impacto do pé. **Resultados:** O pico de torque flexor toracolombar teve correlação negativa significativa de moderada a boa, com o pico de torque extensor do joelho ( $r = -,519, p < 0,05$ ). Os picos dos torques rotadores ipsilaterais da toracolombar e lombopélvico, e picos dos torques extensor do joelho e flexor do quadril tiveram correlações positivas significativas, de moderada a boa, com o pico de velocidade pré-impacto do pé ( $,481 \leq r \leq ,677, p < 0,05$ ). Já os picos dos torques rotadores ipsilaterais da toracolombar e lombopélvico tiveram correlações positivas significativas, de moderada a boa, com o pico de torque flexor do quadril ( $r = ,671, p < 0,01$ ;  $r = ,659, p < 0,01$ , respectivamente). **Conclusão:** Existem relações entre as magnitudes dos torques do tronco, as magnitudes dos torques do quadril e joelho e a potência do chute. Parece haver uma relação compensatória em que o torque de extensão do joelho é maior naqueles indivíduos que produzem menores torques de flexão toracolombar. Além disso, chutes mais potentes são relacionados tanto com maiores torques de flexão do quadril e de extensão do joelho quanto com maiores torques de rotação toracolombar e lombopélvica no plano transversal.

**Palavras-chave:** Reabilitação. Fisioterapia. Fisioterapia Esportiva. Futebol. Chute. Tronco.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	5
<b>1.1</b>	<b>Objetivos</b> .....	7
1.1.1	Objetivo principal .....	7
1.1.2	Objetivos específicos.....	8
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	9
2.1.1	Desenho do estudo .....	9
2.1.2	Participantes.....	9
2.1.3	Procedimentos .....	10
2.1.5	Análise Estatística .....	13
<b>3</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	15
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	21
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	28
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	29
	<b>ANEXOS</b> .....	34

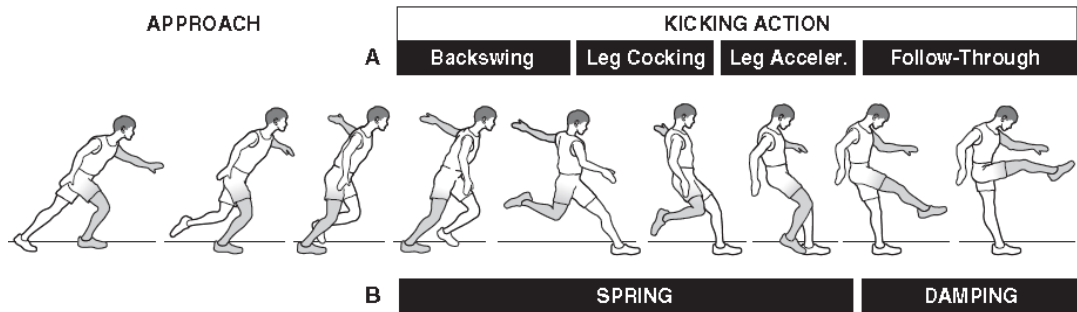
## 1 INTRODUÇÃO

O futebol é o esporte mais praticado no mundo, com cerca de 270 milhões de praticantes ativos segundo a última FIFA Big Count 2006 (FIFA, 2007). Dentro do repertório de gestos esportivos, o chute é um dos essenciais e de destaque na prática esportiva do futebol, tendo por objetivo direcionar a bola a um alvo, seja este o gol ou os companheiros de equipe (KELLIS; KATIS, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Esse é um movimento complexo e repetitivo, que envolve uma transmissão de energia entre os segmentos, de forma descendente, indo do tronco e membros superiores até o pé de chute (AUGUSTUS *et al.*, 2021; CARVALHO *et al.*, 2021). Esse fluxo de energia é causado por torques articulares que, por sua vez, estão relacionados a estresses mecânicos e fisiológicos sobre o sistema musculoesquelético dos jogadores, podendo algumas vezes, levar à ocorrência de lesões, como estiramentos de reto femoral, adutores do quadril e isquiossurais, tendinopatias e dores nas costas (LEMES *et al.*, 2021; SOUZA *et al.*, 2020; SERNER *et al.*, 2015; CROSS *et al.*, 2013; EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011; FONSECA *et al.*, 2011). Em virtude disso, o chute máximo no futebol tem sido uma tarefa motora pesquisada por analistas do movimento, com objetivos de compreender sobre a biomecânica de gesto e as demandas de estresse mecânico aplicado aos tecidos biológicos durante a sua prática.

Análises cinemáticas e cinéticas do movimento do chute, particularmente do chute máximo com o dorso do pé, têm descrito ângulos articulares e segmentares, a movimentação do tronco no plano sagital e transversal, e a importância da transmissão de energia entre segmentos do corpo para a realização desta tarefa motora (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FULLENKAMP *et al.*, 2015; CARVALHO *et al.*, 2021; AUGUSTUS *et al.*, 2021). A tarefa do chute pode ser didaticamente dividida em 4 fases, sendo elas: balanço posterior, preparação da perna, aceleração da perna e desaceleração da perna, conforme representado na figura 1 (SHAN; WESTERHOFF, 2005; FONSECA *et al.*, 2011). As 3 primeiras fases correspondem ao objetivo de acelerar o membro inferior de chute para transferir energia para a bola, já a última fase tem por objetivo frear o membro inferior de

chute que avança em alta velocidade (FONSECA *et al.*, 2011; CARVALHO *et al.*, 2021; AUGUSTUS *et al.*, 2021).

**Figura 1. Fases do chute no futebol.**



Fonte: FONSECA *et al.*, 2011.

A participação do tronco no chute tem sido estudada (ASSIS, 2013; FULLENKAMP *et al.*, 2015; CARVALHO *et al.*, 2021; AUGUSTUS *et al.*, 2021) uma vez que os movimentos de flexo-extensão e rotação axial de tronco e pelve podem favorecer o mecanismo de transmissão de energia entre segmentos (FULLENKAMP *et al.*, 2015; CARVALHO *et al.*, 2021; AUGUSTUS *et al.*, 2021). Carvalho *et al.* (2021), ao analisarem os fluxos de energia durante o chute, demonstraram, por meio da dinâmica inversa, que a participação do tronco é responsável por 23% (tórax-abdome = 11% e cintura = 12%) do trabalho mecânico produzido durante o chute, considerando o trabalho realizado pelo tronco, o membro inferior de apoio e o membro de chute. Foi demonstrado que, antes do impacto com a bola, existe um fluxo de energia cinética, do tronco para o membro de chute, que indica que o segmento acima puxa o segmento abaixo, por meio dos torques articulares, no sentido de um movimento pendular em direção à bola. Assim, os torques produzidos no tronco parecem participar da estratégia de chute, em conjunto com os torques das articulações dos membros inferiores.

O sistema motor é capaz de realizar a mesma tarefa e alcançar o mesmo objetivo, utilizando estratégias motoras diferentes, de acordo com os recursos disponíveis ao indivíduo (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002; FONSECA *et al.*, 2004). Considerando a participação do tronco nos fluxos de energia para o membro inferior de chute, diferentes indivíduos podem usar diferentes magnitudes dos torques do tronco e do membro inferior, de maneira complementar, para realizar o chute com a maior força possível (ASSIS, 2013). Um indivíduo que produz menores

torques no tronco, para realizar o chute máximo, pode precisar gerar maiores torques no membro inferior, como uma compensação. Por exemplo, um indivíduo que produz menores torques de flexão do tronco, poderia produzir, de forma compensatória, maior torque de flexão do quadril e/ou maior torque de extensão do joelho, que são torques necessários para levar o membro à frente antes do impacto com a bola. Apesar de isso constituir uma compensação funcional, pode levar a sobrecargas e maior propensão à lesão dos tecidos das articulações do membro inferior (FONSECA *et al.*, 2011; SOUZA *et al.*, 2020). O conhecimento desse tipo de relação compensatória pode auxiliar na compreensão de mecanismos e situações de lesões sem contato ocorridas durante a realização do chute. Entretanto, ainda não se sabe se essa relação compensatória existe. Além disso, ainda não está clara a relação dos torques do tronco e do membro de chute com a potência do chute máximo (i.e., velocidade da bola ou do pé (CARVALHO *et al.*, 2021; AUGUSTUS *et al.*, 2021)). Augustus *et al.* (2021) encontraram uma correlação entre maiores torques do tronco com maior velocidade do pé no chute máximo. Entretanto, ainda não se sabe se maiores torques são realizados, em conjunto, no membro inferior, para realizar chutes com maior potência.

Assim, o objetivo deste trabalho foi analisar a relação da magnitude dos torques produzidos no tronco, em um modelo de tronco bissegmentado (toracolombar e lombopélvica), com as magnitudes dos torques nas articulações do quadril e joelho no membro de chute, bem como com a velocidade pré-impacto do pé durante o chute máximo com o dorso do pé no futebol.

## **1.1 Objetivos**

### **1.1.1 Objetivo principal**

Investigar a relação entre os picos dos torques flexores e rotadores ipsilaterais produzidos no tronco bissegmentado (toracolombar e lombopélvica) e os picos dos torques flexor e extensor produzidos, respectivamente, nas articulações do quadril e joelho da perna de chute, bem como a velocidade pré-impacto do pé da perna de chute em um chute máximo com o dorso do pé.



### **1.1.2 Objetivos específicos**

Investigar a relação dos torques flexor e extensor produzidos, respectivamente, no quadril e joelho com a velocidade pré-impacto do pé, ambos da perna de chute.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1.1 Desenho do estudo

Este é um estudo observacional do tipo transversal (PORTNEY, L.G.; WATKINS, 2009), conduzido no Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamentos Humanos (CEMECH) e no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Trata-se de uma análise secundária dos dados já reportados em estudo anterior (CARVALHO, 2017; CARVALHO *et al.*, 2021).

### 2.1.2 Participantes

A amostra foi selecionada por conveniência, com divulgação por meio de cartazes afixados na UFMG e em clubes de futebol, bem como pelo contato via redes sociais. Dezoito voluntários do sexo masculino, praticantes amadores de futebol, fizeram parte da amostra. O cálculo amostral foi realizado para alcançar um poder estatístico de 80%, com um nível de significância de 0,05, considerando um tamanho de efeito de baixo a razoável ( $r = 0,3$ ), que determinou uma amostra mínima de 16 participantes. Todos os participantes possuíam no mínimo 7 anos ( $12,9 \pm 4,8$  anos) de experiência jogando futebol. A idade variou de 18 a 31 anos ( $24 \pm 4,1$  anos). A massa corporal média foi de  $69,57 \pm 10,5$  Kg e a altura média foi de  $1,73 \pm 0,07$  m, sendo o índice de massa corporal (IMC) médio de  $22,86 \pm 2,89$  Kg/m<sup>2</sup>. Os critérios de inclusão foram: (1) ser do sexo masculino e destro para membro inferior; (2) ter idade entre 18 e 35 anos; (3) praticar o futebol pelo menos uma vez por semana, por um período mínimo de 1 ano; (4) não ter sofrido lesões musculoesqueléticas e/ou ter sido submetido a alguma cirurgia nos membros inferiores, pelve e tronco nos últimos 12 meses; (5) não apresentar sintomas musculoesqueléticos nos membros inferiores, pelve e tronco nos últimos 3 meses; e (6) apresentar IMC menor ou igual a 28 Kg/m<sup>2</sup>. Sendo esse último critério estabelecido para reduzir a quantidade de erros nas medidas cinemáticas, decorrentes de maior quantidade de tecidos moles no corpo dos participantes

(MANAL *et al.*, 2000; BORHANI; MCGREGOR; BULL, 2013). Os critérios de exclusão do estudo foram: (1) o consumo de novos medicamentos, bebidas alcoólicas e/ou estimulantes nas últimas 24 horas; (2) a realização de algum tipo de treinamento e/ou exercícios físicos vigorosos nas últimas 24 horas; (3) incapacidade de realizar a tarefa de chutar uma bola com o dorso do pé; e (4) presença de qualquer incômodo durante a realização dos chutes. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais sob o parecer nº 999.856 (CAAE . 42162915.9.0000.5149) e todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conscientizando-se dos procedimentos aos quais foram submetidos e concordando em participar do estudo (ANEXO).

### **2.1.3 Procedimentos**

Os procedimentos foram realizados no Laboratório de Análise de Movimento (LAM) e no Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamentos Humanos (CEMECH) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Os voluntários foram informados sobre os objetivos da pesquisa e orientados sobre os critérios de exclusão e inclusão.

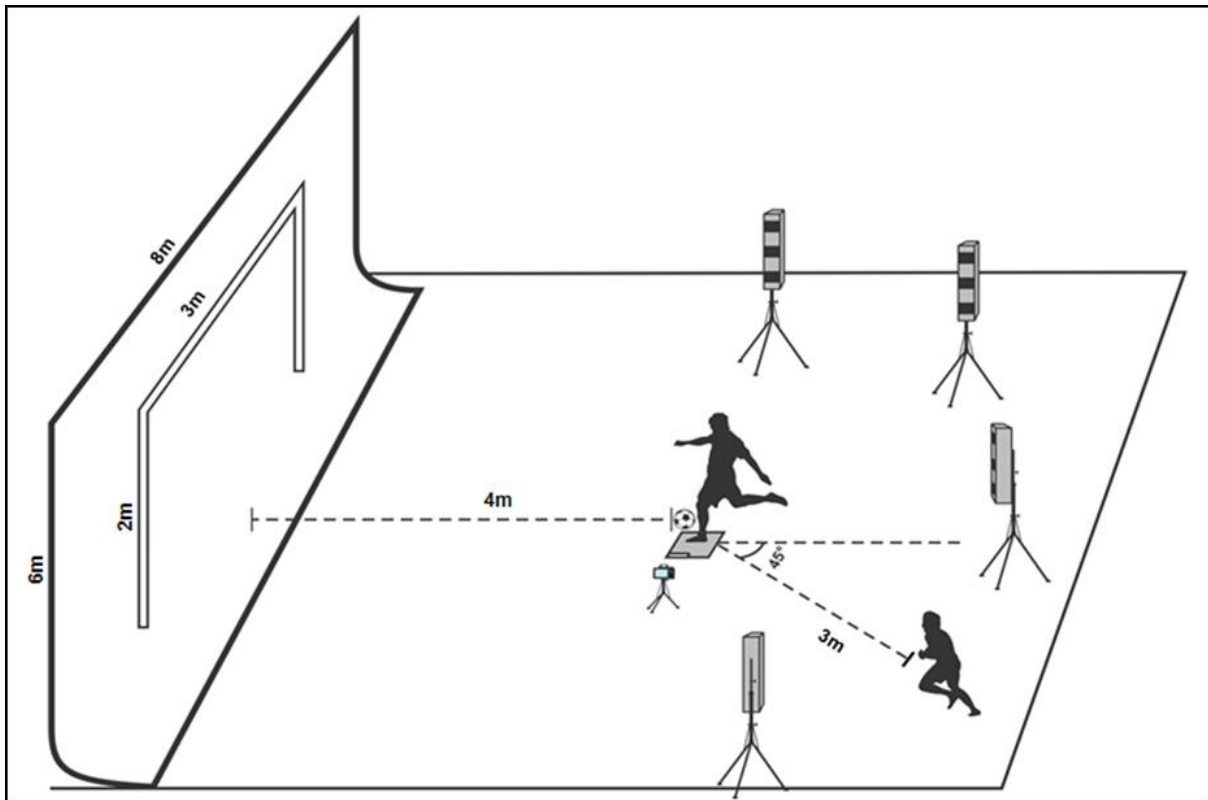
No dia da coleta, os voluntários foram convidados a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e responderam a um questionário aplicado por um único pesquisador, para verificar os critérios de elegibilidade. Em seguida, foi solicitado ao voluntário que vestisse um short da cor preta de poliéster/elastano, fornecido pelo pesquisador, para facilitar a identificação das proeminências ósseas e marcadores posicionados nos membros inferiores. Na sequência a massa corporal e a altura foram registradas utilizando uma balança digital com altímetro (Filizola S.A. . São Paulo, Brasil), para verificar se o valor de IMC seria igual ou inferior a 28 Kg/m<sup>2</sup>. Foi solicitado, ainda, que o participante utilizasse um par de chuteiras, modelo futebol de salão ou society, levadas pelo mesmo. Uma bola de futebol oficial (Penalty Gorduchinha Term Pro, Penalty, São Roque, Brasil) tamanho 5 calibrada a 9.0 psi foi utilizada para a coleta. Os voluntários foram posicionados no setup de

coleta conforme apresentado na figura 2. Foi solicitado ao participante que realizasse um chute %o mais forte possível+com o dorso do pé direito.

Foram coletados sete chutes válidos, de modo que o limite máximo de chutes fossem 15, com intervalo de um minuto entre eles, a fim de evitar fadiga muscular (APRIANTONO, 2006; KELLIS; KATIS, 2007; FERRAZ, 2012). O tempo médio para a coleta dos sete chutes foi de  $14,0 \pm 3,0$  minutos. A Escala de Borg Modificada (EBM) de 10 pontos foi utilizada para avaliação da percepção subjetiva do esforço (BORG, 1982; CASAMICHANA *et al.*, 2013). Uma média de  $0,5 \pm 0,5$  (percepção de esforço = muito, muito leve) foi observada antes dos chutes e depois dos chutes de  $1,0 \pm 0,9$  (percepção de esforço = muito leve).

Para a coleta dos dados cinemáticos foi utilizado o Codamotion (Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra) como sistema de análise de movimento tridimensional com uma frequência de 100Hz, composto por quatro unidades CODA (Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer . Rothley, Inglaterra), com três sensores cada, que captaram os sinais infravermelhos emitidos pelos marcadores ativos (diodos emissores de luz infravermelha . LEDs) posicionados nos segmentos corporais do voluntário. A fixação dos marcadores seguiu o modelo adotado por Carvalho (2017). Já os dados cinéticos foram coletados através do contato do pé de apoio com a plataforma de força OR6-6 (Advanced Mechanical Technology Inc. - AMTI, Watertown, EUA) que estava posicionada no centro do laboratório. Uma frequência de amostragem de 1000hz foi configurada para a captura das forças de reação do solo pela plataforma de força a qual estava sincronizada com o sistema de análise tridimensional (SINCLAIR, 2014; AUGUSTUS; MUNDY; SMITH, 2017). A captura dos dados se deu pelo software Codamotion ODIN 1.06 (Codamotion, Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra) e seu processamento foi realizado através do software Visual 3D (C-Motion Inc., Germantown, Estados Unidos).

Figura 2. Visão geral do setup de coleta.



À) posicionamento inicial; B) lona para absorção do impacto da bola; C) alvo retangular desenhado sobre a lona; D) posicionamento da bola ao lado da plataforma de força; E) posicionamento da câmera digital. Fonte: Carvalho *et al.* 2017.

#### 2.1.4 Redução dos Dados

A cinemática angular das articulações investigadas foi calculada para objetivos de descrição do movimento, nos planos sagital e transversal para o tronco e no plano sagital para o membro inferior de chute. As séries temporais dos movimentos angulares, em graus, das seguintes articulações foram criadas: tornozelo, joelho, quadril, lombopélvica e toracolombar. Para criação desses ângulos, utilizou-se a seguinte sequência de Cardan: látero-medial, ântero-posterior e súpero-inferior (XYZ) (LEES; BARTON; ROBINSON, 2010). Os movimentos do chute foram normalizados no tempo a partir da retirada do pé do membro inferior (MI) de balanço do solo (0%) até a máxima flexão do quadril deste membro após o impacto com a bola (100%).

Para indexar a potência do chute, a velocidade pré-impacto do pé foi calculada a partir dos dados cinemáticos da trajetória da velocidade anteroposterior

(eixo Y) do centro de massa do pé de chute resolvido no sistema de coordenadas do laboratório. Essa velocidade foi determinada como o quadro imediatamente anterior ao início de registro do sinal do marcador ativo posicionado abaixo da bola, que indicava o momento de impacto.

A partir dos dados cinemáticos e inerciais os torques articulares foram calculados por meio do método da dinâmica inversa (ROBERTSON *et al.*, 2014; WINTER, 2009). Para estimar os torques nas articulações do tronco, a sequência de cálculos da dinâmica inversa iniciou-se pelo pé até chegar ao tronco (ROBERTSON *et al.*, 2014; WINTER, 2009). Todos os torques calculados foram normalizados pela massa corporal de cada participante. Séries temporais foram criadas para os torques articulares, em Newtons/metros, nos planos sagital e transversal para o tronco e no plano sagital para o membro inferior de chute.

Em seguida, os picos dos torques articulares foram determinados por meio da marcação de eventos específicos nas curvas. Foram definidos os seguintes picos de torque: pico de torque de flexão da toracolombar e lombopélvica, pico de torque de rotação ipsilateral da toracolombar e lombopélvica, pico de torque de flexão do quadril direito, pico de torque de extensão do joelho direito e pico de velocidade pré-impacto do pé. Para todas as variáveis, foram calculados valores médios dos chutes realizados, que representaram o valor de cada participante.

### **2.1.5 Análise Estatística**

Uma análise descritiva utilizando os dados de média e desvio padrão foi realizada, seguida de uma correlação bivariada de Pearson entre os picos de torque articular de flexão e rotação ipsilateral do tronco bissegmentado (toracolombar e lombopélvica) e os picos de torque articular de flexão do quadril e extensão do joelho do membro inferior de chute, além da velocidade do pé pré-impacto. Um nível alfa de 0,05 foi utilizado.

A análise de correlação bivariada apresenta os coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis. Segundo Portney & Watkins (2020) os seguintes

valores de referência são considerados: valores  $\leq 0,25$  correspondem a pouca ou nenhuma relação; 0,25 a 0,50 baixo a razoável; 0,50 a 0,75 moderado a bom; e,  $\geq 0,75$  forte relação.

### 3 RESULTADOS

Na realização da análise entre variáveis do tronco e do membro inferior de chute, nenhum voluntário foi eliminado por falta de dados, mantendo-se a amostra de 18 participantes para a análise. A tabela 1 apresenta a estatística descritiva das variáveis utilizadas nesse estudo.

**Tabela 1. Estatística descritiva das variáveis do tronco e do membro inferior de chute.**

Nome das variáveis	N	Média (DP)
Variáveis Independentes		
Pico de torque flexor toracolombar	18	1,61 (0,42)
Pico de torque de rotação ipsilateral toracolombar	18	1,60 (0,31)
Pico de torque flexor lombopélvico	18	2,05 (0,57)
Pico de torque de rotação ipsilateral lombopélvico	18	1,53 (0,28)
Variáveis dependentes		
Pico de torque flexor do quadril	18	3,86 (0,55)
Pico de torque extensor do joelho	18	1,27 (0,20)
Pico de velocidade pré-impacto do pé	18	6,45 (0,57)

DP = desvio padrão.

O pico de torque flexor toracolombar teve correlação negativa significativa, de moderada a boa, com o pico de torque extensor do joelho. Os picos dos torques rotadores ipsilaterais da toracolombar e lombopélvico, e picos dos torques extensor do joelho e flexor do quadril tiveram correlações positivas significativas, de moderada a boa, com o pico de velocidade pré-impacto do pé. Já



os picos dos torques rotadores ipsilaterais da toracolombar e lombopélvico tiveram correlações positivas significativas, de moderada a boa, com o pico de torque flexor do quadril. As demais correlações não foram significativas. Tais dados são apresentados na tabela 2 e no gráfico 1.

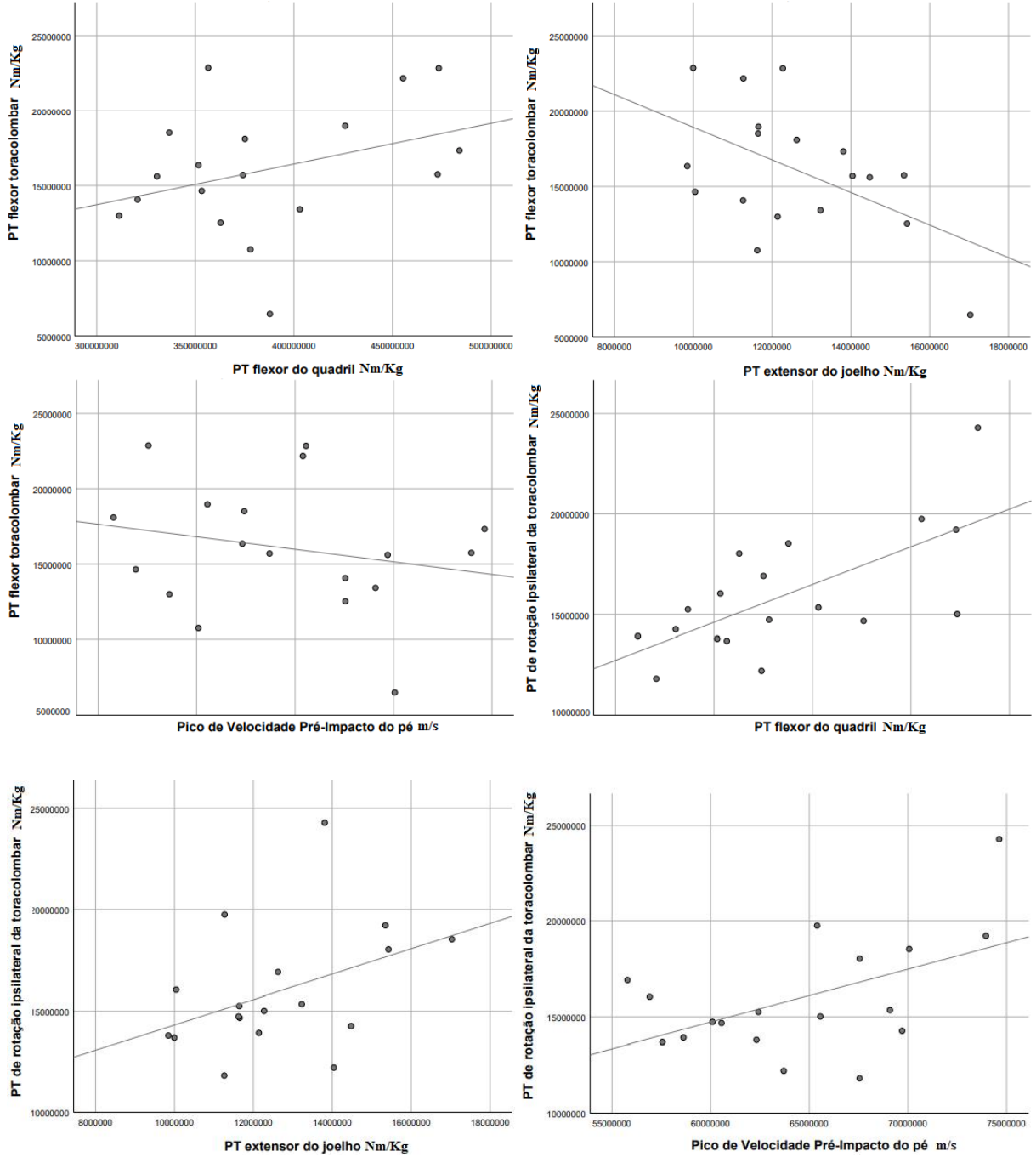
**Tabela 2. Coeficiente de correlação de Pearson (*r*) entre cada variável de acordo com a análise de correlação linear.**

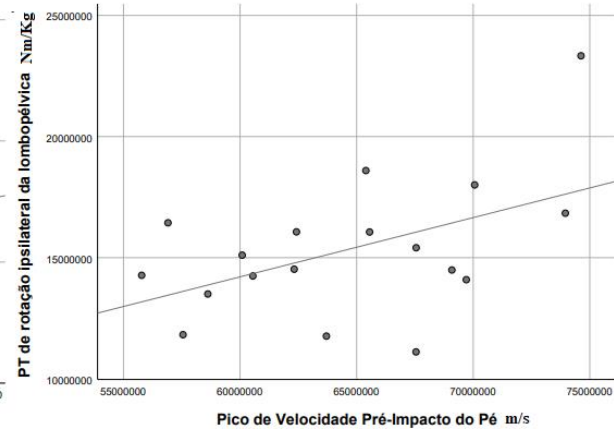
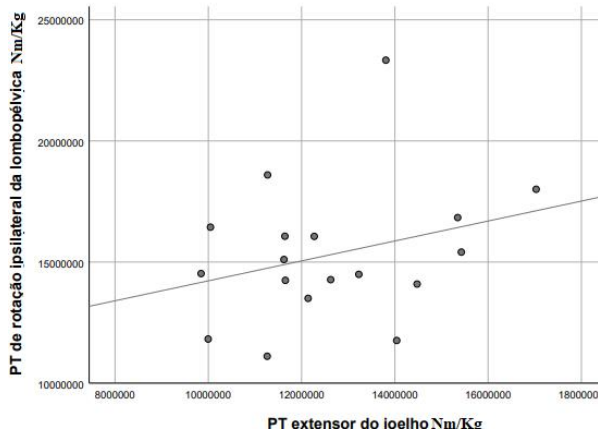
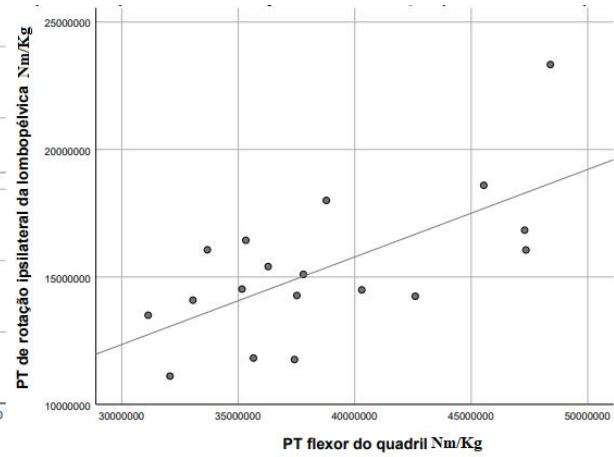
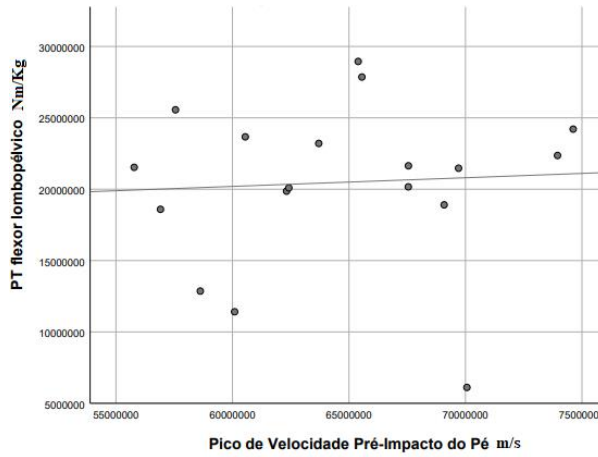
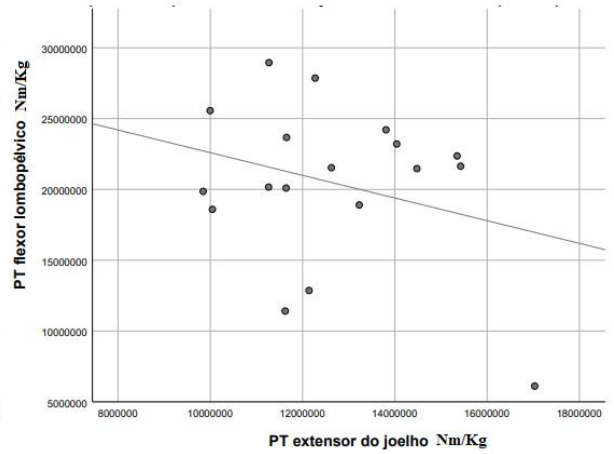
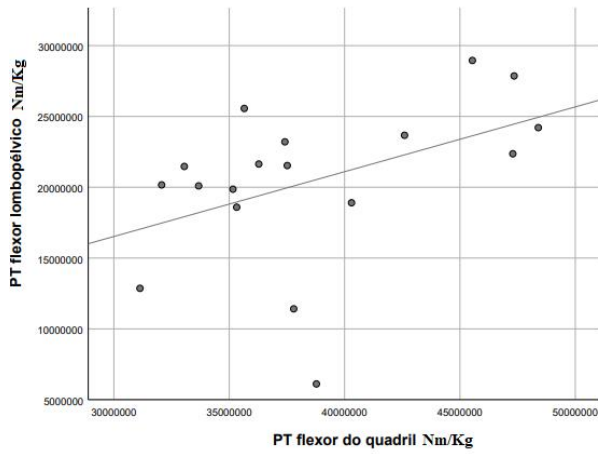
Variáveis		Pico de torque flexor do quadril	Pico de torque extensor do joelho	Pico de velocidade pré-impacto do pé
Pico de torque flexor da toracolombar	Correlação de Pearson	,349	<b>-,519*</b>	-,224
	Sig. (2 extremidades)	,156	<b>,027</b>	,372
Pico de torque de rotação ipsilateral da toracolombar	Correlação de Pearson	<b>,671**</b>	,414	<b>,514*</b>
	Sig. (2 extremidades)	<b>,002</b>	,087	<b>,029</b>
Pico de torque flexor da lombopélvica	Correlação de Pearson	,442	-,287	,061
	Sig. (2 extremidades)	,066	,248	,810
Pico de torque de rotação ipsilateral da lombopélvica	Correlação de Pearson	<b>,659**</b>	,293	<b>,490*</b>
	Sig. (2 extremidades)	<b>,003</b>	,237	<b>,039</b>
Pico de torque flexor do quadril	Correlação de Pearson	1	,244	<b>,481*</b>
	Sig. (2 extremidades)		,328	<b>,043</b>
Pico de torque extensor do joelho	Correlação de Pearson	-	1	<b>,677**</b>
	Sig. (2 extremidades)			<b>,002</b>

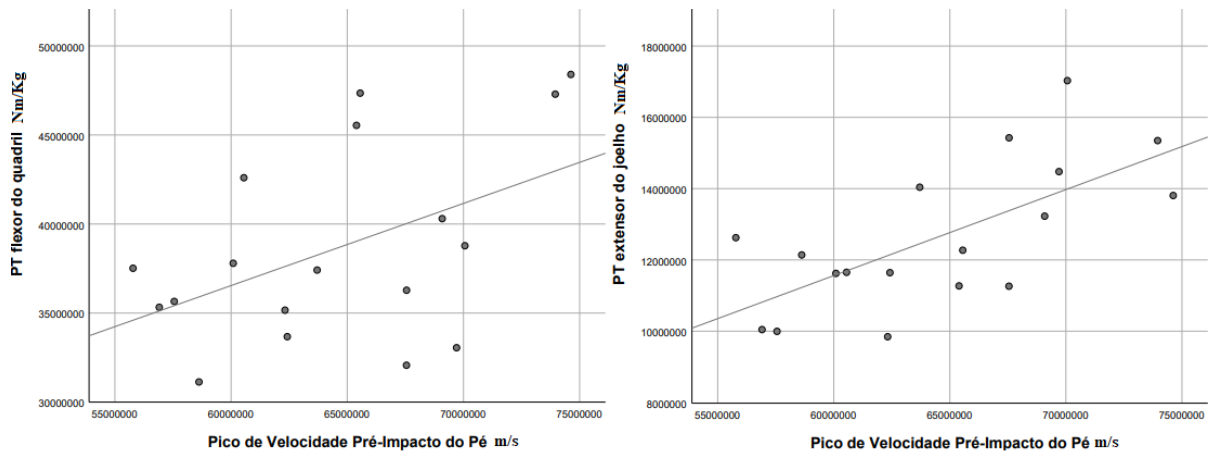
\*\* A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).

\* A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).

Gráfico 1. Gráficos de dispersão das correlações



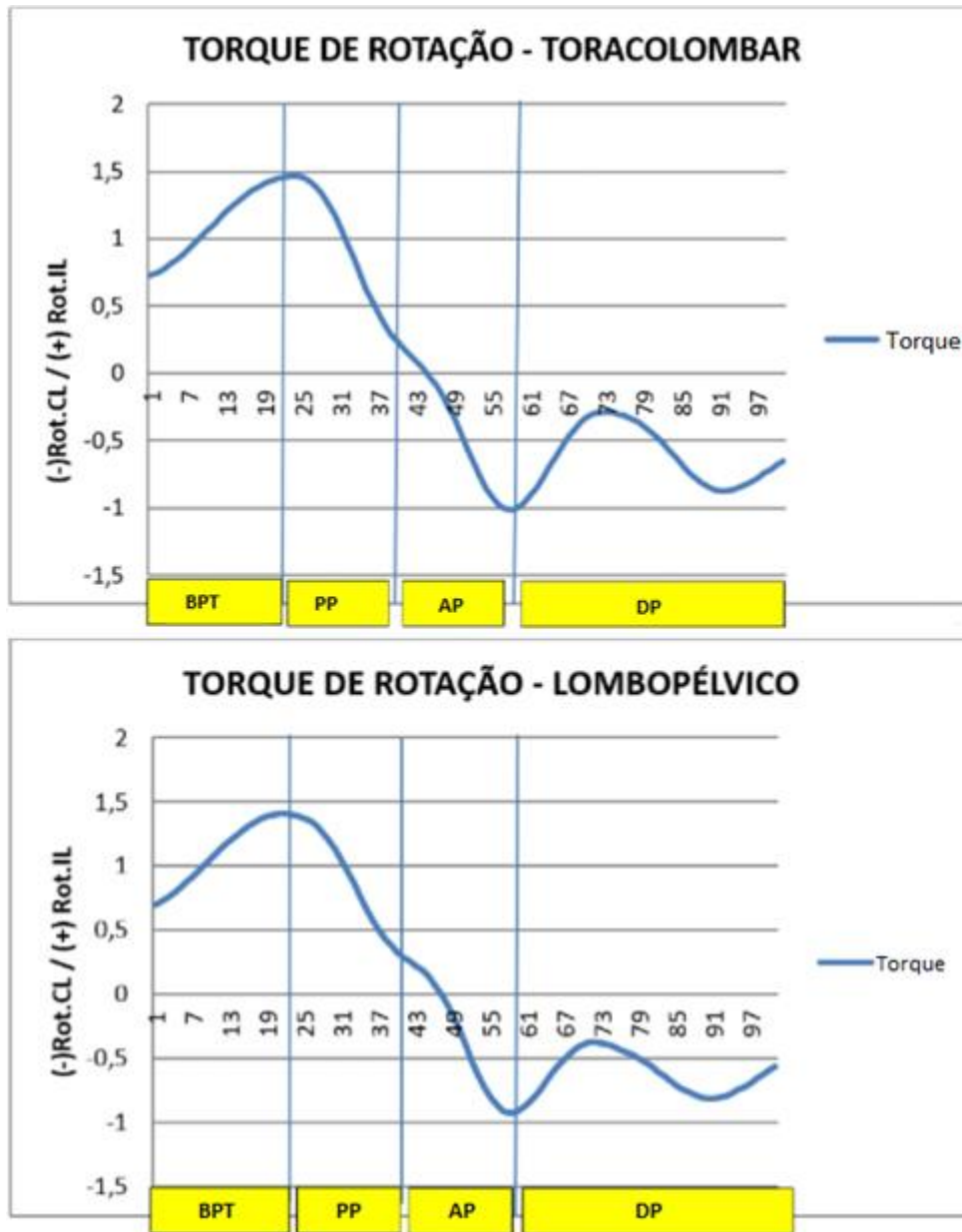




PT= Pico de Torque

Para o plano transversal, gráficos que mostram as curvas médias de torques e movimentos articulares dos 18 participantes foram gerados (gráfico 2). Para o plano sagital, Carvalho (2017) apresentou os gráficos das curvas médias.

Gráfico 2. Torques de rotação das articulações toracolombar e lombopélvica.



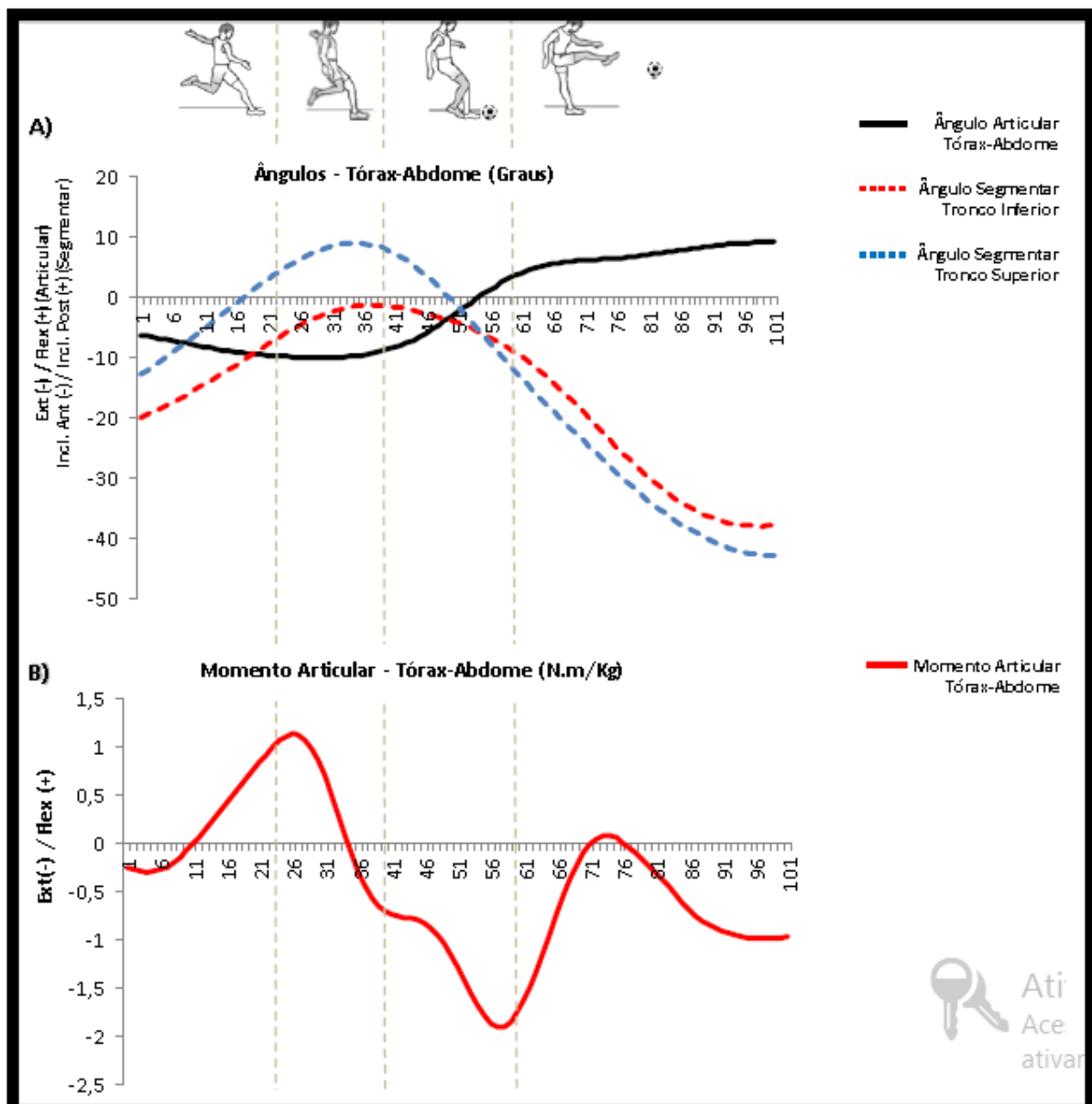
BPT = fase de balanço posterior; PP = fase de preparação da perna; AP = fase de aceleração da perna; DP = fase de desaceleração da perna

## 4 DISCUSSÃO

Este estudo investigou se existem relações entre os torques produzidos no tronco e os torques produzidos no quadril e no joelho do membro de chute, durante o chute com força máxima do futebol. Investigou, também, se os torques do tronco e do membro de chute são relacionados com a potência do chute, medida como a velocidade pré-impacto do pé. Foi encontrado que menores valores de pico de torque flexor toracolombar estão relacionados com maiores valores de pico de torque extensor do joelho. Também foi encontrado que maiores valores de picos de torque do tronco (toracolombar e lombopélvico) no plano transversal estão relacionados com maiores valores de pico de torque flexor do quadril. Além disso, maiores valores dos picos de torque do tronco no plano transversal e maiores valores dos picos de torque flexor do quadril e extensor do joelho estão relacionados com maiores valores de velocidade pré-impacto do pé.

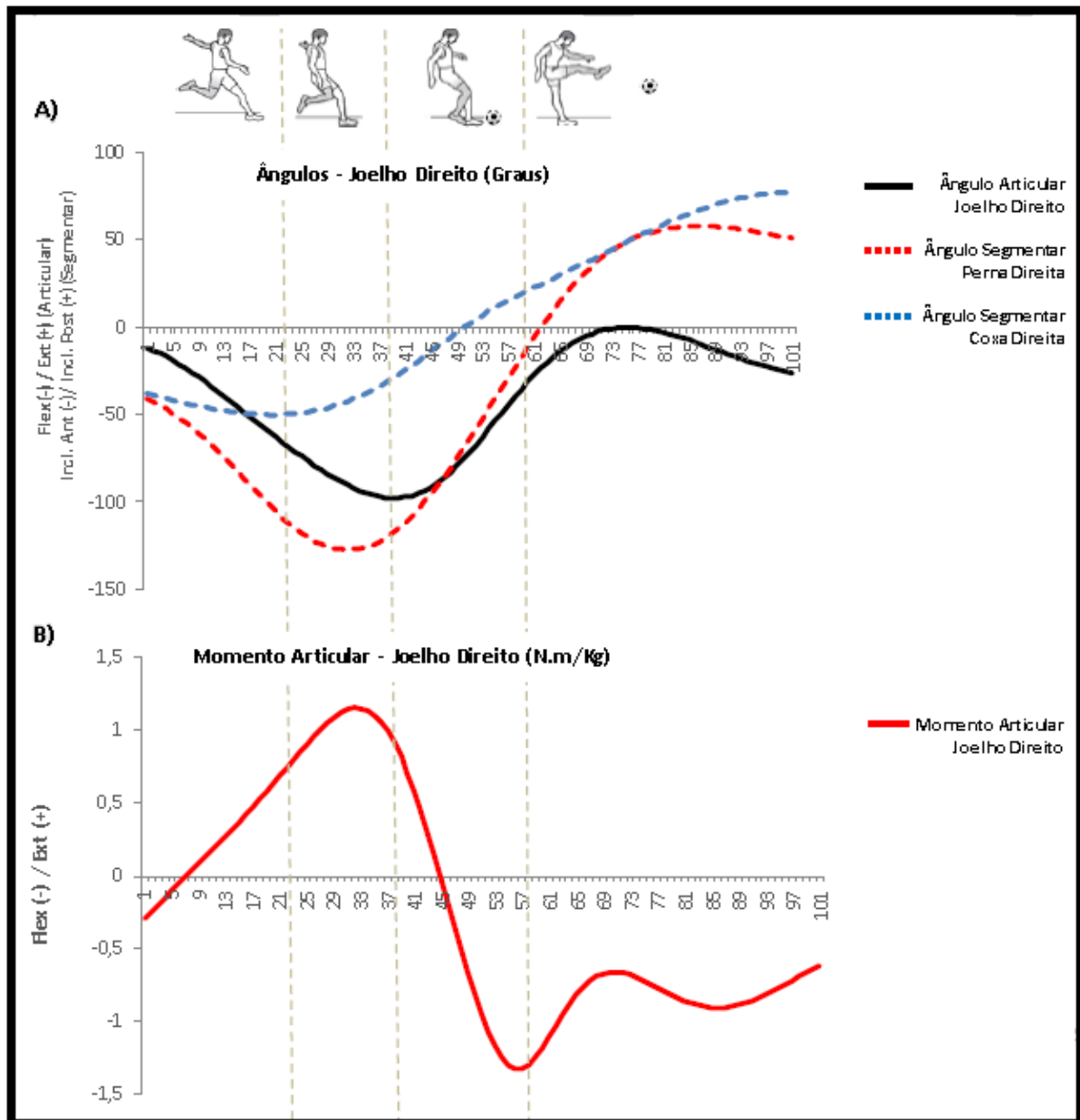
Os resultados indicam que indivíduos que geram menor pico de torque flexor toracolombar tendem a gerar maior pico de torque extensor do joelho. Tal relação pode representar uma estratégia compensatória no joelho para a realização do chute com o máximo de potência, frente ao menor torque produzido no tronco. Considerando a análise dos torques em cada fase do chute proposta por Carvalho *et al.* (2021), podemos observar que o pico de torque flexor da toracolombar ocorre no início da fase de preparação da perna, em torno de 26% do ciclo do chute. Neste momento, o tronco está sendo estendido e, portanto, indica uma contração excêntrica dos flexores do tronco (gráfico 3). Essa ação é utilizada para transferir energia do tronco para pelve e, posteriormente, da pelve para o membro de chute (AUGUSTUS *et al.*, 2021; CARVALHO *et al.*, 2021; NAITO; FUKUI; MARUYAMA, 2012). Um menor pico de torque flexor toracolombar poderia reduzir a quantidade de energia transferida do tronco para o membro inferior de chute. Dessa forma, o aumento na magnitude do pico de torque extensor do joelho, que aconteceu em torno de 32% do ciclo do chute (gráfico 4), indica uma forma de compensação. Essa estratégia pode ter sido adotada para aumentar a quantidade de energia transferida, pelo torque do joelho, para a perna e, conseqüentemente, aumentar sua velocidade angular na fase seguinte, de aceleração. Assim, seria possível atingir maiores velocidades do pé.

Gráfico 3. Ângulos e torques (momentos) articulares da toracolombar durante o chute máximo.



Fonte: CARVALHO (2017).

Gráfico 4. Ângulos e torques (momentos) articulares do joelho durante o chute máximo.



Fonte: CARVALHO (2017).



A relação inversa discutida acima parece ser uma relação compensatória que pode gerar sobrecarga no joelho, pois coloca esta articulação e as estruturas a ela relacionadas sob uma demanda aumentada (FONSECA *et al.*, 2007; FONSECA *et al.*, 2011). Esse contexto pode aumentar o risco de ocorrência de lesões devido ao comprometimento no fluxo de energia, como já foi demonstrado em outros gestuais esportivos, como o arremesso no Beisebol (HOWENSTEIN; KIPP; SABICK, 2019) e o saque no Tênis (MARTIN *et al.*, 2014). As lesões do músculo quadríceps femoral ocorrem com frequência no futebol e o reto femoral é o músculo mais comumente lesionado neste grupo muscular (MENDIGUCHIA *et al.*, 2013). No movimento do chute, um dos mecanismos de lesão sugerido para o reto femoral é a lesão por estiramento muscular. Geralmente, essa lesão ocorre durante a ação excêntrica desse músculo na fase de balanço em que ele é alongado no quadril e no joelho (MENDIGUCHIA *et al.*, 2013; ESSER *et al.*, 2015). Durante a fase de balanço posterior, o reto femoral contrai excentricamente para ajudar a desacelerar a extensão do quadril e a flexão do joelho (KELLIS; KATIS, 2007). Na fase de preparação da perna, o quadril começa a flexionar enquanto o joelho ainda está flexionando. Neste instante, a contração excêntrica do reto femoral contribui para desacelerar a flexão excessiva do joelho, absorvendo energia (KELLIS; KATIS, 2007). Acredita-se que principalmente essa fase possa estar relacionada à lesão por estiramento do reto femoral, por apresentar velocidades angulares ligeiramente maiores e maior ângulo de flexão do joelho (MENDIGUCHIA *et al.*, 2013). Sendo assim, o aumento na magnitude do pico de torque extensor do joelho, compensatório a um baixo torque de flexão toracolombar, na fase preparação da perna, observado em nossos resultados, pode expor o músculo reto femoral e a articulação do joelho ao maior risco de lesão. Um estudo realizado com jogadores de futebol profissional mostrou que 57 (54,3%) das 105 lesões agudas de reto femoral tiveram como mecanismo o chute (GEISS SANTOS *et al.*, 2021). Em outro estudo, o chute foi o principal gesto esportivo responsável pelas lesões do reto femoral no futebol, cerca de 28% das vezes (BISCIOTTI *et al.*, 2019; HÄGGLUND; WALDÉN; EKSTRAND, 2013). Por fim, o torque flexor produzido no tronco, por meio da transferência de energia (AUGUSTUS *et al.*, 2021; CARVALHO *et al.*, 2021), possivelmente estabelece uma relação de compartilhamento da demanda com a articulação do joelho. Através desse raciocínio é possível supor que, ao utilizar

melhor o tronco, o jogador poderá diminuir o risco de lesão do reto femoral, porém essa hipótese deve ser confirmada por meio de ensaios clínicos.

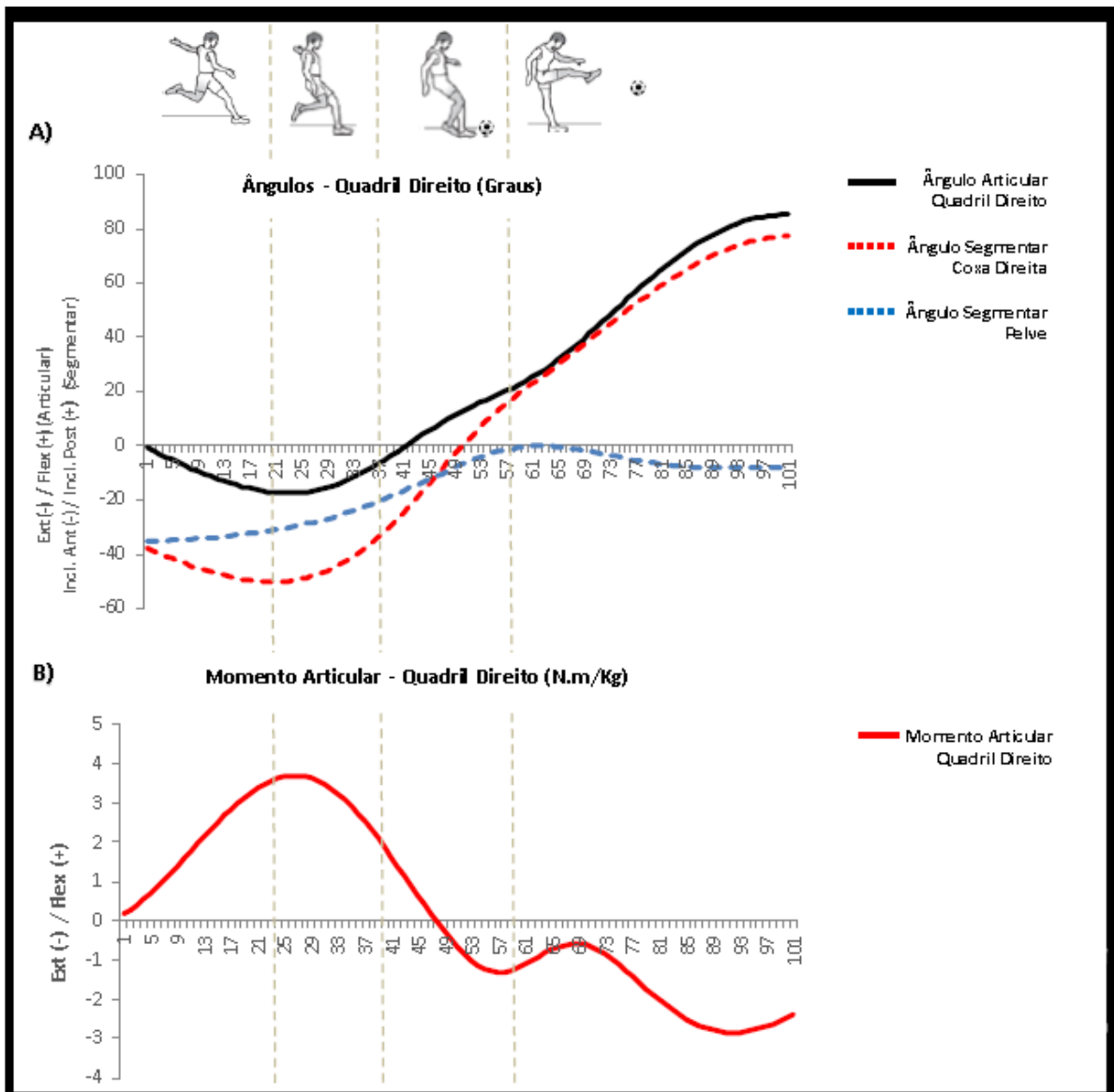
Nossos resultados também indicam que indivíduos que geram maior pico de torque no tronco tendem a gerar maior pico de torque no quadril e maior pico de velocidade do pé, podendo ser essa uma estratégia para potencializar a realização de um chute máximo. Isso indica que os torques do tronco são usados em conjunto com os torques do quadril e joelho como estratégia para aumentar a potência do chute.

Considerando a análise dos torques em cada fase do chute, podemos observar, no gráfico 2, que o pico de torque de rotação ipsilateral do tronco bissegmentado ocorre entre o final da fase de balanço posterior do membro inferior de chute e início da fase de preparação da perna, em torno de 20% do ciclo (CARVALHO, 2017). Nesse momento o tronco está rodando na direção oposta à perna de chute, o que pode indicar uma contração excêntrica dos músculos rotadores ipsilaterais do tronco. Além disso, esse pico acontece pouco antes do pico de torque flexor excêntrico do quadril, que ocorre em torno de 27% do ciclo de chute, momento no qual acontece o máximo de extensão do quadril (gráfico 5). Este mecanismo sugere a formação do arco de tensão conforme proposto por Augustus *et al.* (2021). Neste sentido, as articulações do tronco, por meio de uma contração excêntrica dos músculos rotadores, absorvem energia na fase de preparação da perna, para ser adicionada, posteriormente, à pelve no momento de aceleração do membro inferior de chute. Ademais, serve como base para estabilização da pelve e quadril (AUGUSTUS *et al.*, 2021). Dessa forma, pode ser possível gerar uma maior velocidade do pé, como sugere a correlação positiva e significativa entre os torques do tronco, no plano transversal, com o pico de velocidade pré-impacto do pé, como levantado por Lees *et al.* (2010). É possível supor, também, que um programa de exercícios específicos do chute (YOUNG; RATH, 2011; PRIESKE *et al.*, 2016), focados na rotação do tronco, poderiam melhorar o desempenho neste gestual esportivo.

Diante destes achados, podemos concluir que a contribuição do torque produzido no tronco no plano sagital está mais relacionada ao torque produzido no joelho, enquanto os torques do tronco produzido no plano transversal estão mais

relacionados ao torque produzido no quadril e a velocidade do pé. As suposições descritas anteriormente são reforçadas pelos resultados de outros autores que descreveram a participação do tronco nos fluxos de energia mecânica relacionados ao chute (AUGUSTUS *et al.*, 2021; CARVALHO *et al.*, 2021; YOUNG; RATH, 2011).

**Gráfico 5. Ângulos e torques (momentos) articulares do quadril durante o chute máximo.**



Fonte: CARVALHO (2017).

Este estudo apresentou como limitações o fato de que não foi realizada a análise da velocidade da bola para medir a potência do chute, considerando que o sistema de coleta utilizado foi por meio de marcadores ativos, o que dificultou o rastreamento da bola. A frequência de amostragem foi de 100 Hz para os dados cinemáticos, que está abaixo da frequência utilizada por estudos prévios do chute, o que pode ter resultado em perda de informações cinemáticas e cinéticas (NUNOME *et al.*, 2002; SANTIAGO *et al.*, 2007). Ainda assim, as curvas cinemáticas e cinéticas foram similares às obtidas nesses estudos.

## 5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo permitem concluir que existem relações entre as magnitudes dos torques do tronco, as magnitudes dos torques do quadril e joelho e a potência do chute, durante o chute máximo do futebol. Parece haver uma relação compensatória em que o torque de extensão do joelho é maior naqueles indivíduos que produzem menores torques de flexão toracolombar. Além disso, indivíduos que realizam chutes mais potentes produzem maiores torques de flexão do quadril e de extensão do joelho além de maiores torques de rotação toracolombar e lombopélvica no plano transversal, o que revela que os torques do tronco são complementares aos do membro inferior para potencializar o chute.

## REFERÊNCIAS

- APRIANTONO T, NUNOME H, IKEGAMI Y, Sano S. The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **J Sports Sci.**,v.24, n.9, p.951-60, 2006.
- ASSIS, M. A. DE. **Membro Superior E Tronco Sobre a Cinemática**. 2013.
- AUGUSTUS, S. *et al.* Whole-body energy transfer strategies during football instep kicking: implications for training practices. **Sports Biomechanics**, v. 00, n. 00, p. 1. 16, 2021.
- AUGUSTUS, S.; MUNDY, P.; SMITH, N. Support leg action can contribute to maximal instep soccer kick performance: an intervention study. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 1, p. 89. 98, 2017.
- BISCIOTTI, G. N. *et al.* Italian consensus statement (2020) on return to play after lower limb muscle injury in football (soccer). **BMJ Open Sport and Exercise Medicine**, v. 5, n. 1, 2019.
- BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 1982.
- BORHANI, M.; MCGREGOR, A. H.; BULL, A. M. J. An alternative technical marker set for the pelvis is more repeatable than the standard pelvic marker set. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 1032. 1037, 2013.
- CARVALHO, Diego da Silva; SOUZA, Thales Rezende de.; OCARINO, Juliana de Melo. **Participação do tronco na cinética e nos fluxos de energia do membro inferior de balanço durante o chute no futebol** : um estudo descritivo. 2017. 113f., Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Disponível em: <http://hdl.handle.net/1843/32671>. Acesso em: 20 mar. 2018.
- CARVALHO, D. DA S. *et al.* The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. **Journal of Biomechanics**, v. 121, p. 110425, 2021.

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

CROSS, K. M. *et al.* Comparison of hamstring strain injury rates between male and female intercollegiate soccer athletes. **American Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 4, p. 742. 748, 2013.

EKSTRAND, J.; HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M. Injury incidence and injury patterns in professional football: The UEFA injury study. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 7, p. 553. 558, 2011.

ESSER, S. *et al.* Proximal rectus femoris avulsion: Ultrasonic diagnosis and nonoperative management. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 7, p. 778. 780, 2015.

Ferraz R, van den Tillaar R, Marques MC. The effect of fatigue on kicking velocity in soccer players. **J Hum Kinet**, v.35, p.97-107, 2012.

FIFA. FIFA Big Count 2006. **FIFA Communications Division, Information Services**, v. 31, p. 1. 12, 2007.

FONSECA ST, HOLT KG, SALTZMAN E, FETTERS L. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. **Phys Ther.**, v.84, p.344-358, 2004.

FONSECA ST, Ocarino JM, Silva PLP, *et al.* Integration of Stress and Their Relationship to the Kinetic Chain. *In: Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*. St. Louis: Saunders Elsevier, 2007. 476p.

FONSECA, S. T. *et al.* Applied biomechanics of soccer. *In: MAGEE, D. J. et al. Athletic and Sports Issues in Musculoskeletal Rehabilitation*. Filadelfia, 2011. p. 315-329.

FULLENKAMP, A. M. *et al.* The contribution of trunk axial kinematics to poststrike ball velocity during maximal instep soccer kicking. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 5, p. 370. 376, 2015.

GEISS SANTOS, R. C. *et al.* Association Between Injury Mechanisms and Magnetic Resonance Imaging Findings in Rectus Femoris Injuries in 105 Professional Football Players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. Publish Ah, n. 00, 2021.

HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M.; EKSTRAND, J. Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: The UEFA injury study. **American Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 2, p. 327. 335, 2013.

HOWENSTEIN, J.; KIPP, K.; SABICK, M. B. Energy Flow Analysis to Investigate Youth Pitching Velocity and Efficiency. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 51, n. 3, p. 523. 531, 2019.

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

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Latash, Scholz, Schöner - 2002 - Motor control strategies revealed in the structure of motor variability(2).pdf. 2002.

LEES, A.; BARTON, G.; ROBINSON, M. The influence of cardan rotation sequence on angular orientation data for the lower limb in the soccer kick. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 4, p. 445. 450, 2010.

LEMES, I. R. *et al.* Infographic. Exercise-based prevention programmes for non-contact musculoskeletal injuries in football (soccer). **British Journal of Sports Medicine**, v. 56, n. 1, p. 61. 62, 2022.

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

MARTIN, C. *et al.* Energy flow analysis during the tennis serve: Comparison between injured and noninjured tennis players. **American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 11, p. 2751. 2760, 2014.



MENDIGUCHIA, J. *et al.* Rectus femoris muscle injuries in football: A clinically relevant review of mechanisms of injury, risk factors and preventive strategies. **British Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 6, p. 359. 366, 2013.

NAITO, K.; FUKUI, Y.; MARUYAMA, T. Energy redistribution analysis of dynamic mechanisms of multi-body, multi-joint kinetic chain movement during soccer instep kicks. **Human Movement Science**, v. 31, n. 1, p. 161. 181, 2012.

NUNOME, H. *et al.* Side-Foot and Instep Soccer Kicks. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n. 12, p. 2028. 2036, 2002.

PRIESKE, O. *et al.* Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer : Role of instability. p. 48. 56, 2016.

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

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. **Foundations of clinical research: applications to evidence-based practice**. 4. ed. Philadelphia, EUA: F.A. Davis Company, 2020.

ROBERTSON, D. G. E. *et al.* Research Methods in Biomechanics. **Research Methods in Biomechanics**, 2014.

SANTIAGO, P. R. P. *et al.* Relação do Padrão Cinemático de movimento com desempenho do chute em cobranças de falta no Futebol. **Revista Brasileira de Biomecânica**, 2007.

SERNER, A. *et al.* Diagnosis of Acute Groin Injuries: A Prospective Study of 110 Athletes. **American Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 8, p. 1857. 1864, 2015.

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

SINCLAIR, J. Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 395. 399, 2014.

SOUZA TR, CARVALHO DS, CINTRA SP, FONSECA ST. Biomecânica do chute no futebol. *In*: Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva e da Atividade Física; Bittencourt NFN, Lima POP, organizadores. **PROFISIO - Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e Atividade Física: Ciclo 9**. Porto Alegre: Artmed Panamericana; 2020. p. 11. 48. (Sistema de Educação Continuada a Distância, v. 2).

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Fourth Edition. [s.l: s.n.].

YOUNG, W. B.; RATH, D. A. Enhancing foot velocity in football kicking: the role of strength training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 2, p. 561. 566, 2011.

## ANEXOS

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

**Investigador Principal:** Diego da Silva Carvalho

**Orientador:** Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

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

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

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

**Benefícios esperados:** Não são esperados benefícios diretos para você em decorrência da participação no estudo. Entretanto, os resultados desse estudo irão acrescentar ao conhecimento científico sobre o esporte e, assim, ajudar profissionais que trabalham com o futebol.

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

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

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

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

---

Assinatura do Voluntário

---

Data

---

Diego da Silva Carvalho. Pesquisador

---

Data

---

Prof. Dr. Thales Rezende de Souza . Orientador

Data

**COEP É Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG**

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

Email: [coop@prpq.ufmg.br](mailto:coop@prpq.ufmg.br).

## FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DOS PARTICIPANTES

**Data da Avaliação:** \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**Critérios de inclusão do estudo:**

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

**Critérios de exclusão do estudo:**

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

**Dados do participante:**

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

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

**Características de treinamento:**

1) Há quanto tempo você pratica futebol?

\_\_\_\_\_

2) Atualmente, quantas vezes você joga por semana?

\_\_\_\_\_

3) Duração do treino: \_\_\_\_\_

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

1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_

5) Quantas vezes por semana?

1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_

6) Duração das atividades:

1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_

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

1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_

**Histórico de Lesão:**

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

Qual: \_\_\_\_\_

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

Sim / Não

Qual: \_\_\_\_\_

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

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

Sim / Não

Local: \_\_\_\_\_

**Hábitos de vida 24 horas antes dos testes:**

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

Qual? \_\_\_\_\_

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

\_\_\_\_\_

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

Sim / Não Qual? \_\_\_\_\_

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

Sim / Não Qual? \_\_\_\_\_

15) Você faz uso de algum medicamento?

Sim / Não Qual? \_\_\_\_\_

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

Sim / Não Qual? \_\_\_\_\_



## PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (COEP)



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

Projeto: CAAE – 42162915.9.0000.5149

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

### DECISÃO

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

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

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