

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

Diego da Silva Carvalho

**CONTRIBUIÇÕES BIOMECÂNICAS DO TRONCO E DO QUADRIL DO MEMBRO
DE APOIO NA EXECUÇÃO E DESEMPENHO DE CHUTES MÁXIMOS E
SUBMÁXIMOS COM O DORSO DO PÉ EM JOGADORES DE FUTEBOL
AMADORES**

Belo Horizonte

2024

Diego da Silva Carvalho

**CONTRIBUIÇÕES BIOMECÂNICAS DO TRONCO E DO QUADRIL DO MEMBRO
DE APOIO NA EXECUÇÃO E DESEMPENHO DE CHUTES MÁXIMOS E
SUBMÁXIMOS COM O DORSO DO PÉ EM JOGADORES DE FUTEBOL
AMADORES**

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

Linha de pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Coorientador: Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino

Belo Horizonte

2024

C331c Carvalho, Diego da Silva
2024 Contribuições biomecânicas do tronco e do quadril do membro de apoio na execução e desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé em jogadores de futebol amadores. [manuscrito] / Diego da Silva Carvalho – 2024.
136 f.: il.

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

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 121 - 125

1. Futebol – Teses. 2. Cinemática – Teses. 3. Biomecânica – Teses. I. Souza, Thales Rezende de. II. Ocarino, Juliana de Melo. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.332

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Lúcio Alves Tannure, CRB 6: nº 2266, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



FOLHA DE APROVAÇÃO

CONTRIBUIÇÕES BIOMECÂNICAS DO TRONCO E DO QUADRIL DO MEMBRO DE APOIO NA EXECUÇÃO E DESEMPENHO DE CHUTES MÁXIMOS E SUBMÁXIMOS COM O DORSO DO PÉ EM JOGADORES DE FUTEBOL AMADORES

DIEGO DA SILVA CARVALHO

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 09 de dezembro de 2024, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Thales Rezende de Souza - Orientador
Universidade Federal de Minas Gerais

Thales Rezende
de Souza

Digitally signed by Thales
Rezende de Souza
Date: 2025.01.21 15:18:54
+03'00'

Documento assinado digitalmente



JULIANA DE MELO OCARINO
Data: 21/01/2025 08:34:16-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof(a). Juliana de Melo Ocarino
Universidade Federal de Minas Gerais

Documento assinado digitalmente



BRUNO MANFREDINI BARONI
Data: 09/01/2025 10:50:44-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof(a). Bruno Manfredini Baroni
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto

Documento assinado digitalmente



LUCIANA DE MICHELIS MENDONÇA
Data: 16/01/2025 14:51:00-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof(a). Luciana De Michelis Mendonça
Universidade Federal de Minas Gerais

Documento assinado digitalmente



VANESSA LARA DE ARAUJO
Data: 20/01/2025 08:05:42-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof(a). Vanessa Lara de Araujo
Universidade Federal de Minas Gerais

Documento assinado digitalmente



THIAGO RIBEIRO TELES DOS SANTOS
Data: 11/01/2025 10:27:15-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos
Universidade Federal de Uberlândia

Belo Horizonte, 9 de dezembro de 2024.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de começar expressando minha profunda gratidão a Deus, por me dar força nos momentos em que fraquejei e por guiar e iluminar meus caminhos ao longo de todo este processo.

Aos meus pais, **Cleonice Aparecida de Carvalho** e **Antônio Reis de Carvalho**, meu eterno agradecimento pelo amor e carinho imensuráveis, pelo incentivo constante em todos os momentos de nossas vidas, por serem a minha fortaleza, dando-me força quando mais precisei e apoio para alcançar todos os meus objetivos.

Ao meu namorado, **Leonardo Vaz dos Santos Barbosa**, sou profundamente grato por todo o amor, carinho, companheirismo e compreensão, especialmente nos momentos em que precisei abdicar de nosso convívio para me dedicar aos estudos e à pesquisa. Serei eternamente grato por sua presença em minha vida, por escutar e acreditar em mim quando mais precisei.

Ao meu irmão **Tiago Carvalho**, minha cunhada **Sama Alves**, e minhas sobrinhas **Melissa e Clarissa**, agradeço por todo o carinho e incentivo que recebi de vocês. O amor e a união de nossa família me deram forças em cada etapa desse processo.

À minha avó **Alda da Silva**, agradeço pelo imenso amor, pelas orações e pelo constante apoio ao longo dessa jornada. Ao meu avô **Adil da Silva**, que infelizmente faleceu durante a pandemia de Covid-19, dedico esta conquista a ele, que sempre me incentivou.

À minha madrinha **Claudiméia Silva**, agradeço por estar ao meu lado em cada passo desta trajetória. Suas orações constantes, palavras de incentivo e apoio nos momentos mais desafiadores foram essenciais para que eu chegasse até aqui. Sua sabedoria e orientação, sempre me guiando a buscar os melhores caminhos, fizeram toda a diferença.

Agradeço também aos meus tios, tias, primos e primas, por todas as orações, apoio e incentivo ao longo dessa jornada. Vocês, de perto ou de longe, sempre me deram suporte.

Aos meus amigos, em especial **Sabrina Penna** e **Lucas Valentim**, com quem dividi o trabalho em equipe nas pesquisas sobre o chute no futebol, tornando os dias de coleta mais leves e prazerosos. Também aos meus amigos e irmãos do coração, **Leonardo Drumond** e **Aline Castro**, por sempre estarem ao meu lado, me apoiando, incentivando e escutando meus desabaços nos momentos mais difíceis. Obrigado por me darem forças quando pensei em desistir e por serem uma constante fonte de apoio.

Agradeço profundamente ao meu orientador, **Thales Rezende de Souza**, por todo o suporte, paciência e orientação ao longo de minha trajetória acadêmica. Sua expertise e dedicação foram fundamentais para o sucesso deste trabalho. À minha coorientadora, **Juliana de Melo Ocarino**, agradeço por seu compromisso e por sua valiosa orientação nas etapas deste processo.

Por fim, agradeço a toda a equipe do LAM, pelo apoio, incentivo e pela ajuda nas coletas e processamento de dados. Sem vocês, essa jornada teria sido muito mais difícil.

A todos, minha eterna gratidão!

"Não temas, pois eu estou contigo; não te assombres, pois eu sou o teu Deus. Eu te fortaleço, e te ajudo, e te sustento com a minha destra fiel."

— Isaías 41:10

"Tudo parece impossível até que seja feito."

— Nelson Mandela

RESUMO

O futebol é um esporte dinâmico que exige alta capacidade técnica e física, sendo o chute uma das ações mais importantes para o desempenho dos jogadores. A biomecânica do chute envolve ajustes mecânicos no tronco e nos membros inferiores, que variam conforme o nível de esforço aplicado. Esta tese investiga como o tronco e o quadril do membro de apoio contribuem para a execução e o desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé em jogadores de futebol amadores, com foco nos ajustes cinemáticos, cinéticos e na transferência de energia entre segmentos corporais. O primeiro estudo investigou as estratégias cinemáticas (ECm) e cinéticas (ECn) que integram o tronco e os membros inferiores para alcançar o máximo desempenho no chute. Cinquenta jogadores de futebol amadores foram avaliados. Os picos de ângulos e momentos articulares do tronco, do quadril do membro de apoio e do quadril e joelho do membro de chute, além das velocidades do pé e da bola, foram registrados. A Análise de Correlação Canônica foi utilizada para avaliar as relações entre os conjuntos de variáveis. Observou-se que uma combinação de maior extensão do quadril e flexão do joelho do membro de chute, como uma ECm, correlacionou-se com um melhor desempenho no chute ($R_c = 0,60$, $p = 0,004$). Além disso, uma combinação de maiores momentos de flexão e rotação do tronco, rotação interna do quadril de apoio, flexão do quadril e extensão do joelho do membro de chute, como uma ECn, foi associada a um melhor desempenho no chute ($R_c = 0,74$, $p < 0,001$). A variância explicada foi de 43% para a ECm e de 59% para a ECN. O segundo estudo investigou os ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco (articulações toracolumbar e lombopélvica), no quadril de apoio, e nas articulações do quadril e joelho do membro de chute durante chutes com o dorso do pé realizados em três níveis de esforço. Quarenta e quatro jogadores de futebol amadores realizaram chutes com esforço máximo, 70-80% do máximo e 50-60% do máximo. Comparações das séries temporais de velocidade angular, ângulo, momento e potência articular e segmentar foram realizadas por meio de mapeamento paramétrico estatístico com ANOVA de medidas repetidas. Os resultados revelaram ajustes significativos em todas as articulações analisadas. Considerando os recursos que contribuem para levar o membro de chute à frente, os momentos axiais do tronco e do quadril de apoio, bem como os momentos sagitais do quadril de apoio, quadril e joelho do membro de chute, foram recrutados nos três níveis de esforço, intensificando-se com o aumento da demanda. O momento sagital do tronco foi usado exclusivamente nos chutes de esforço máximo. Os estudos desta tese demonstram que o tronco e o quadril do membro de apoio contribuem de forma significativa para a execução e o desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé em jogadores de futebol amadores.

Palavras-chave: biomecânica do chute; tronco; quadril de apoio; chute submáximo; fluxo de energia.

ABSTRACT

Soccer is a dynamic sport that requires a high level of technical and physical skill, with the kick being one of the most important actions for player performance. The biomechanics of the kick involves mechanical adjustments in the trunk and lower limbs that vary with the level of effort. This thesis investigates how the trunk and the hip of the supporting limb contribute to the execution and performance of maximal and submaximal instep kicks in amateur soccer players, focusing on kinematic and kinetic adjustments and energy transfer between body segments. The first study investigated the kinematic (KmS) and kinetic (KnS) strategies integrating the trunk and lower limbs to achieve maximal kicking performance. Fifty amateur soccer players were assessed. Peak joint angles and moments of the trunk, the hip of the supporting limb, the hip and knee of the kicking limb, and foot and ball velocities were recorded. Canonical Correlation Analysis was used to assess the relationships between sets of variables. A combination of greater hip extension and knee flexion of the kicking limb, as a KmS, correlated with better kick performance ($R_c = 0.60$, $p = 0.004$). Furthermore, a combination of larger moments of trunk flexion and rotation, internal rotation of the supporting hip, hip flexion, and knee extension of the kicking limb, as a KnS, were associated with better kick performance ($R_c = 0.74$, $p < 0.001$). The explained variance was 43% for the KmS and 59% for the KnS. The second study investigated the kinematic and kinetic adjustments in the trunk (thoracolumbar and lumbopelvic joints), the supporting hip, and the hip and knee joints of the kicking limb during instep kicks performed at three levels of effort. Forty-four amateur soccer players performed kicks at maximal effort, 70-80% of maximal effort, and 50-60% of maximal effort. Comparisons of the time series of angular velocity, angle, momentum and joint and segmental power were performed using statistical parametric mapping with repeated measures ANOVA. The results revealed significant adjustments in all the joints analyzed. Considering the resources that contribute to driving the kicking limb forward, the axial moments of the trunk and supporting hip, as well as the sagittal moments of the supporting hip, hip and knee of the kicking limb, were recruited at all three levels of effort, intensifying with increasing demand. The sagittal moment of the trunk was used exclusively in maximum-effort kicks. The studies in this thesis show that the trunk and hip of the supporting limb contribute significantly to the execution and performance of maximal and submaximal instep kicks in amateur soccer players.

Keywords: kick biomechanics; trunk; supporting hip; submaximal kick; energy flow.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Cinetograma do movimento do chute com o dorso do pé	14
Figura 2 – Fases do chute com o dorso do pé e eventos delimitadores	15
Figura 3 – Representação tridimensional do chute com o dorso do pé destacando o arco de tensão	17
Figura 4 – Momentos articulares e fluxos de energia mecânica durante o chute com o dorso do pé	19

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACC	Análise de correlação canônica
ECm	Estratégias cinemáticas
ECm	Estratégias cinéticas
FIFA	Federação Internacional de Futebol
3D	Tridimensional

SUMÁRIO

PREFÁCIO	12
1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivos.....	23
1.1.1 Objetivo geral.....	23
1.1.2 Objetivos específicos.....	23
1.2 Hipóteses.....	24
1.2.1 Hipótese do Estudo 1.....	24
1.2.2 Hipótese do Estudo 2.....	24
2 ESTUDO 1	25
Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players.....	26
3 ESTUDO 2	45
Ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco e quadril do membro de apoio durante chutes com o dorso do pé submáximos e máximos no futebol.....	45
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	117
REFERÊNCIAS	121
ANEXOS	126

PREFÁCIO

A presente tese foi elaborada no formato opcional, de acordo com as regras do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. A primeira parte da tese é composta da introdução, na qual é apresentada a base teórica, problematização, justificativa, objetivos e hipóteses para os dois estudos. Em seguida, são apresentados dois artigos:

Artigo 1: Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players. Esse artigo foi aceito para publicação na revista *Journal of Sports Sciences* em outubro de 2024.

Artigo 2: Ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco e quadril do membro de apoio durante chutes com o dorso do pé submáximos e máximos no futebol. Esse artigo foi escrito de acordo com as regras da revista *Journal of Biomechanics*.

Por último, são apresentadas as considerações finais da tese e os anexos.

1 INTRODUÇÃO

O futebol é um esporte coletivo de grande popularidade, contando com aproximadamente 265 milhões de jogadores registrados em todo o mundo (FIFA, 2006). Caracterizado por sua alta intensidade, esse esporte envolve gestos específicos que demandam rápidas mudanças de movimento, velocidade e direção, exigindo grande capacidade do sistema musculoesquelético e habilidades técnicas dos atletas para alcançar um desempenho eficiente em campo (Lees; Nolan, 1998; Fonseca *et al.*, 2011). Dentre esses gestos, o chute se destaca com uma das principais ações ofensivas, sendo frequentemente realizado em situações de jogo ou treino, para passar a bola a um companheiro de equipe ou direcioná-la ao gol adversário (Lees; Nolan, 1998; Fonseca *et al.*, 2011). No entanto, o chute é também uma das ações mais propensas a causar lesões musculoesqueléticas (Häggglund *et al.*, 2013; Thompson *et al.*, 2019; DeLang *et al.*, 2020).

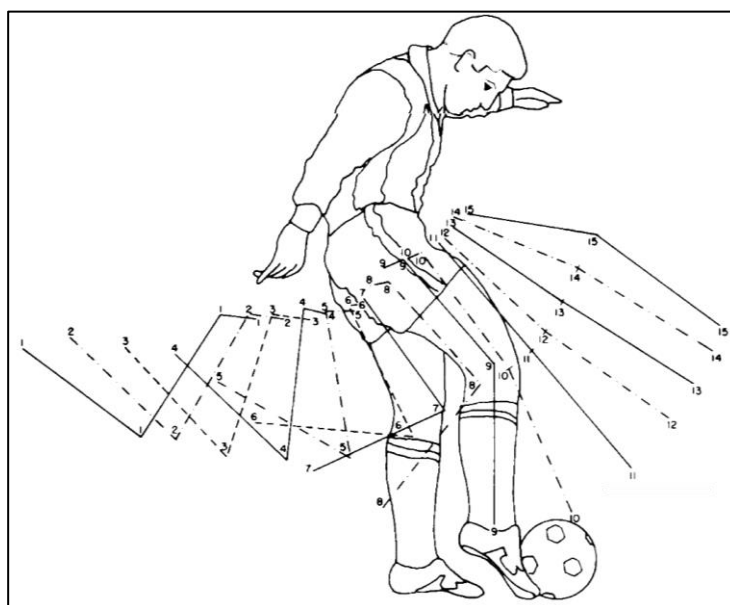
Diversas lesões relacionadas à mecânica do chute já foram documentadas na literatura, incluindo estiramentos musculares nos isquiotibiais, adutores do quadril e reto femoral (Cross *et al.*, 2013; Mendiguchia *et al.*, 2013; Serner *et al.*, 2015), dores lombares (El Rassi *et al.*, 2005) e disfunções pélvicas ou dores na virilha (Hiti *et al.*, 2011; Serner *et al.*, 2015; Serner *et al.*, 2019). Durante a execução do chute, as articulações dos membros inferiores estão sujeitas a elevados níveis de estresse (i.e., energia mecânica), especialmente em chutes de maior intensidade, o que pode resultar em lesões de não-contato, tanto de início súbito (agudo) quanto gradual (por uso excessivo) (DeLang *et al.*, 2020). O membro dominante, responsável pelo chute, é particularmente sobrecarregado devido à alta frequência de exposição a essas forças e à necessidade de transferir energia cinética (ou *momentum*) para a bola (DeLang *et al.*, 2020). Por exemplo, na Copa do Mundo de 1998, os jogadores utilizaram o membro de chute em cerca de 82–84% dos contatos com a bola (Carey *et al.*, 2001), o que pode predispor essa perna a uma maior ocorrência de lesões relacionadas ao gesto.

Para evitar tais sobrecargas e preservar a integridade dos tecidos, o sistema musculoesquelético deve ser capaz de gerar, absorver, transferir e dissipar a energia mecânica de forma eficiente ao longo da cadeia cinética (Fonseca *et al.*, 2007; Fonseca *et al.*, 2011). Essa capacidade é fundamental para que o jogador execute o

chute de maneira eficaz, minimizando o risco de lesão. Nesse contexto, compreender os aspectos mecânicos envolvidos no chute torna-se fundamental para pesquisadores e profissionais do esporte, visando: (a) identificar as demandas de estresse que podem resultar em lesões; (b) orientar as práticas de treinamento técnico e de força; e (d) otimizar o desempenho do jogador nessa tarefa. Além disso, essa compreensão é relevante na perspectiva clínica, pois possibilita o planejamento de intervenções para a prevenção e reabilitação de lesões relacionadas ao chute, promovendo o retorno seguro do jogador ao esporte.

Entre as diferentes técnicas de chute utilizadas no futebol, o chute máximo com o dorso do pé (i.e., *maximal instep kick*) tem sido amplamente descrito na literatura biomecânica (Lees; Nolan, 1998; Dörge *et al.*, 2002; Nunome *et al.*, 2002 e 2006; Kellis; Katis, 2007; Lees *et al.*, 2010; Shan, 2009; Shan; Zhang, 2011; Augustus *et al.*, 2016; Shan *et al.*, 2019). Esse tipo de chute é realizado por meio do deslocamento anterior do membro de chute, com grande velocidade angular, atingindo a bola com o aspecto dorsal do pé e com força máxima, para lançá-la com grande velocidade linear, enquanto o membro de apoio sustenta o peso corporal (Lees; Nolan, 1998; Fonseca *et al.*, 2011) (FIGURA 1). Ele geralmente acontece em situações estáticas de jogo, como cobranças de faltas e tiros de meta, ou em situações dinâmicas, como em passes longos e chutes a gol (Nunome *et al.*, 2002; Inoue *et al.*, 2014).

Figura 1 - Cinetograma do movimento do membro de chute durante o chute com o dorso do pé.



Fonte: Plagenhoef, 1971.

Análises clássicas da mecânica do chute máximo com o dorso do pé têm dividido didaticamente esse gesto em quatro fases consecutivas, considerando, apenas, os movimentos do membro de chute no plano sagital (Nunome *et al.*, 2002; Brophy *et al.*, 2007; Fonseca *et al.*, 2011) (FIGURA 2). São elas:

1. **Balanço posterior (*Backswing*):** esta fase é caracterizada pelo período entre a retirada do pé do solo até a máxima extensão do quadril. O membro de chute é deslocado posteriormente em relação ao restante do corpo, por meio da extensão do quadril e flexão do joelho.
2. **Preparação da perna (*Leg cocking*):** esta fase se estende da máxima extensão do quadril até a máxima flexão do joelho. Durante essa fase, o membro de chute começa a se deslocar anteriormente através da flexão do quadril, enquanto o joelho continua a se mover em flexão.
3. **Aceleração da perna (*Leg acceleration*):** caracterizada pelo período entre a máxima flexão do joelho até o contato do pé do membro de chute com a bola. Durante essa fase, o movimento de flexão do quadril é desacelerado, enquanto o joelho move-se rapidamente em extensão.
4. **Desaceleração da perna (*Follow-through*):** esta fase ocorre entre o impacto com a bola até a máxima flexão do quadril. Durante essa fase, os movimentos de flexão do quadril e extensão do joelho são desacelerados pelo corpo do jogador.

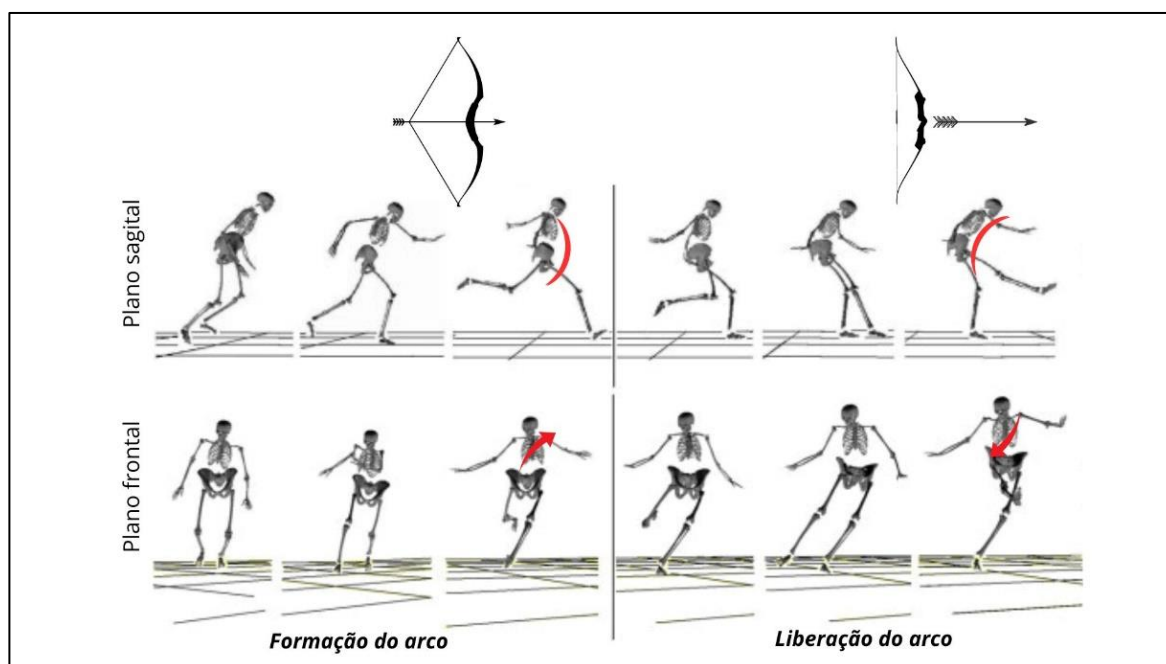
Figura 2 – Fases do chute com o dorso do pé no futebol. As imagens de A a E representam os eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute, máxima extensão do quadril, máxima flexão do joelho, impacto com a bola e máxima flexão do quadril. As caixas inferiores indicam as fases correspondentes do chute: balanço posterior, preparação, aceleração e desaceleração da perna de chute.



Fonte: modificado de Langhout *et al.*, 2017.

Embora as análises biomecânicas do chute máximo com o dorso do pé enfatizem geralmente os movimentos do membro de chute (Barfield, 1998; Lees; Nolan, 1998; Nunome *et al.*, 2002 e 2006; Brophy *et al.*, 2007; Kellis; Katis, 2007), é importante reconhecer que o desempenho desse gesto depende da interação coordenada entre os quadrantes superior e inferior do corpo. Estudos que utilizaram captura de movimento tridimensional (3D) e modelagem biomecânica do corpo inteiro introduziram o conceito teórico do “arco de tensão”, que descreve o acoplamento mecânico entre parte superior do corpo e os membros inferiores durante o último passo do chute (Shan; Westerhoff, 2005; Shan, 2009; Shan; Zhang, 2011). De acordo com esse conceito, o arco de tensão é formado por uma sequência de movimentos coordenados, incluindo a extensão e rotação do tronco na direção oposta ao lado do chute, a extensão e abdução do ombro contralateral ao membro de chute, a rotação lateral do quadril do membro de apoio e a extensão do quadril e flexão do joelho do membro de chute (FIGURA 3). A liberação do arco de tensão ocorre de forma explosiva, com uma rápida reversão dos movimentos, que inclui a flexão e rotação do tronco em direção ao lado do chute, a flexão e adução do ombro contralateral, a rotação medial do quadril do membro de apoio, a flexão do quadril e a extensão do joelho do membro de chute (Shan; Westerhoff, 2005; Shan, 2009; Shan; Zhang, 2011) (FIGURA 3). Este processo cria condições ideais para a geração de um chute mais potente no futebol (Shan; Westerhoff, 2005). Portanto, compreender essa dinâmica é de grande interesse para pesquisadores e profissionais do esporte, pois oferece *insights* sobre as estratégias de movimento utilizadas pelos jogadores para aumentar a potência dos chutes, envolvendo o tronco e os membros inferiores.

Figura 3 – Representação tridimensional do chute máximo com o dorso do pé nos planos sagital e frontal, destacando a formação e liberação do "arco de tensão".



Fonte: modificado de Shan; Zhang, 2011.

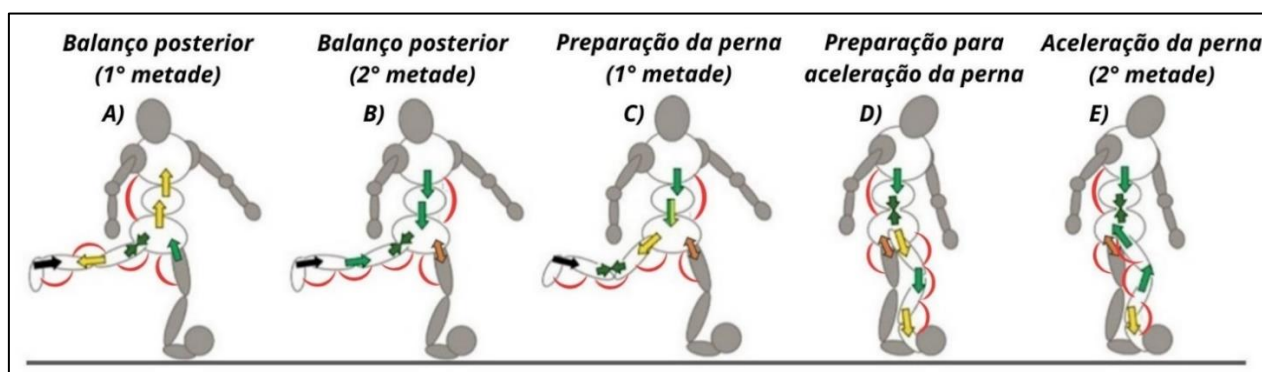
Estudos recentes destacam a importância dos movimentos do tronco e do quadril do membro de apoio para o desempenho do chute máximo com o dorso do pé (Shan; Westerhoff, 2005; Shan, 2009; Inoue *et al.*, 2014; Fullenkamp *et al.*, 2015; Augustus *et al.*, 2016 e 2021; Carvalho *et al.*, 2021), além da contribuição do membro de chute (Nunome *et al.*, 2002 e 2006; Kellis; Katis, 2007). Jogadores experientes, em comparação com novatos, apresentam maiores amplitudes de movimento no tronco, pelve e quadril do membro de apoio, nos planos sagital e axial, durante as fases iniciais do chute (balanço posterior e preparação da perna), que antecedem o impacto com a bola (Shan; Westerhoff, 2005; Shan, 2009; Fullenkamp *et al.*, 2015). Acredita-se que essa maior amplitude de movimentos seja uma estratégia cinemática essencial para criar um pré-alongamento muscular ao longo da cadeia cinética, promovendo o armazenamento de energia elástica nos tecidos musculoesqueléticos nas fases iniciais do movimento. Na fase subsequente de aceleração, essa energia é liberada, potencializando as forças de contração muscular por meio ciclo de alongamento-encurtamento, o que resulta na rápida aceleração dos segmentos corporais (Shan; Westerhoff, 2005; Wilson; Flanagan, 2008; Shan, 2009; Fonseca *et al.*, 2011). Quanto maior a distância percorrida pelos segmentos durante o movimento, maior o potencial

para desenvolver velocidade segmentar (Langhout *et al.*, 2017). Adicionalmente, essa estratégia pode ser usada para gerar momentos dependentes do movimento, que contribuem para a transferência de energia proximal-distal no membro de chute (Putnam, 1991; Nunome *et al.*, 2002 e 2006). Assim, os movimentos coordenados do tronco e do membro de apoio são fundamentais para aumentar a eficiência do chute, otimizando tanto o armazenamento quanto a liberação de energia ao longo da cadeia cinética. Além disso, o pré-alongamento e os momentos articulares gerados nas fases iniciais do chute parecem ser determinantes para potencializar as transferências de energia cinética para o membro de chute, influenciando no desempenho dos jogadores nesse gesto.

A contribuição dos momentos articulares do tronco e do quadril do membro de apoio como recursos adicionais aos momentos articulares do membro de chute tem sido foco de investigações recentes. Evidências mostram que os momentos do tronco desempenham um papel fundamental na geração de um fluxo descendente de energia para a pelve durante as fases de balanço posterior e preparação da perna (Carvalho *et al.*, 2021). Carvalho *et al.* (2021) demonstraram que, de maneira não prevista pelo modelo teórico do arco de tensão, há uma janela temporal em que há um fluxo de energia do tronco para a pelve, posteriormente transferido para o membro de chute, o que auxilia no deslocamento anterior do membro. Esses períodos, denominados “janelas temporais”, correspondem a momentos em que há um comportamento característico das potências nos segmentos corporais: valores positivos no segmento distal e valores negativos no segmento proximal. Na primeira parte da fase de preparação da perna, o tronco, a pelve e o membro inferior estão em movimento angular para a mesma direção (i.e., inclinação posterior), nomeadas de extensão do tronco, retroversão pélvica e flexão da coxa. Durante essas janelas temporais, o tronco, através de um momento flexor, “puxa” a pelve em retroversão, que, por sua vez, em conjunto com o momento flexor do quadril, “puxa” a coxa em flexão (FIGURA 4C). Esse constitui um fluxo de energia importante que acelera o membro de chute à frente. É um mecanismo complementar à formação e liberação do arco, que acontece de forma clara apenas na articulação do quadril, com um momento flexor excêntrico enquanto o quadril estende e absorve energia e um momento flexor concêntrico enquanto o quadril flete e injeta energia na coxa (FIGURA 4A, B e C). Posteriormente, parte dessa energia é redistribuída para a coxa e a perna de chute durante a fase de

aceleração, contribuindo para o aumento da velocidade final desses segmentos (Carvalho *et al.*, 2021) (FIGURA 4D). Além disso, pesquisas demonstram que esses momentos articulares atuam como estratégias cinéticas para um melhor desempenho no chute máximo. Os momentos de rotação do tronco, por exemplo, contribuem para a rápida extensão do joelho do membro de chute (Naito *et al.*, 2010). Os momentos de flexão do tronco (Carvalho *et al.*, 2021) e os momentos de extensão do quadril do membro de apoio (Augustus *et al.*, 2016) também contribuem para acelerar a perna de chute na fase de aceleração. Assim, para compreender plenamente como um chute potente é realizado, é necessário considerar as estratégias biomecânicas que envolvem o tronco e o membro de apoio, além do membro que chuta.

Figura 4 – Ilustração dos momentos articulares e fluxos de energia mecânica, no plano sagital, durante o chute máximo com o dorso do pé. Os arcos em vermelho indicam os momentos articulares resultantes. As setas representam as direções e condições (concêntrica ou excêntrica) das transferências de energia. As setas unidirecionais em amarelo indicam uma transferência concêntrica de energia de um segmento para outro por meio da articulação; as setas unidirecionais em verde indicam uma transferência excêntrica de energia de um segmento para outro através da articulação; as setas bicolores (verde e amarelo) indicam uma transferência excêntrica e concêntrica consecutiva; as setas unidirecionais em preto indicam uma transferência de energia quase isométrica; as setas bidirecionais em amarelo-escuro indicam uma transferência concêntrica de energia da articulação para os segmentos adjacentes; e as setas bidirecionais em verde-escuro indicam uma transferência excêntrica de energia dos segmentos adjacentes para a articulação.



Fonte: modificado de Carvalho *et al.*, 2017 e 2021.

Alcançar velocidades máximas no pé do membro de chute e na bola é essencial para o desempenho do chute. Uma maior velocidade do pé gera um impacto mais potente na bola, o que resulta em uma trajetória mais rápida e aumenta as chances de sucesso na execução de passes longos e na marcação de gols (Kellis; Katis, 2007). Navandar *et al.* (2022) demonstraram que uma maior quantidade de extensão do quadril no membro de chute, no final da fase de balanço posterior, está associada a um melhor desempenho no chute. Da mesma forma, os estudos de Nunome *et al.* (2006) e Naito *et al.* (2010) identificaram que maiores momentos de extensão do joelho e de rotação axial do tronco, respectivamente, também estão associados a um melhor desempenho no chute. Contudo, esses estudos analisaram relações isoladas de variáveis articulares individuais com o desempenho no chute máximo. Chutes de alto desempenho exigem movimentos e momentos articulares coordenados entre o tronco e os membros inferiores, que atuam como estratégias biomecânicas “completas” durante a execução do gesto. Sendo assim, as estratégias para realizar um chute máximo podem envolver a ação conjunta das articulações do tronco e dos membros inferiores.

Apesar de muitos jogadores adotarem estratégias biomecânicas relativamente semelhantes ao realizar chutes máximos, é possível que alguns utilizem estratégias distintas, dependendo de seus recursos musculoesqueléticos e adaptações de treinamento (Latash *et al.*, 2002). Tanto o tronco quanto os membros inferiores contribuem para acelerar o membro de chute em direção à bola (Augustus *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2021), e diferentes combinações de movimentos e momentos articulares desses segmentos podem resultar em diferentes formas de chutar, influenciando o desempenho no chute. Uma combinação de movimentos articulares do tronco e dos membros inferiores que resulte em um melhor desempenho no chute constitui uma “estratégia cinemática completa do corpo” para o chute máximo, enquanto uma combinação de momentos articulares do tronco e dos membros inferiores que resulte em um melhor desempenho no chute constitui uma “estratégia cinética completa do corpo” para o chute máximo. No entanto, como os movimentos ou momentos articulares desses segmentos são combinados para alcançar o máximo desempenho no chute com o dorso do pé, ainda não foi explorada com profundidade.

A análise de correlação canônica (ACC) é uma ferramenta estatística valiosa para avaliar as relações de múltiplas variáveis biomecânicas inter-relacionadas

(variáveis independentes) com mais de uma variável de desempenho (variáveis dependentes) (Smirniotou *et al.*, 2008; Parrington *et al.*, 2015). Ela pode revelar como os movimentos ou momentos articulares do tronco e dos membros inferiores podem ser combinados como estratégias para alcançar o chute máximo (Tabachnick; Fidell, 2017). A ACC também pode revelar variáveis biomecânicas que desempenham um papel no desempenho do chute apenas quando combinadas com outras variáveis em uma estratégia. Além disso, a ACC investiga a força da associação entre as estratégias identificadas e o desempenho, bem como a importância de cada variável articular em uma estratégia identificada (Tabachnick; Fidell, 2017). Adicionalmente, a ACC pode identificar mais de uma estratégia de chute a partir de diferentes combinações das mesmas variáveis biomecânicas, uma vez que os jogadores podem adotar estratégias distintas para realizar o movimento (Tabachnick; Fidell, 2017). Portanto, as informações fornecidas pela ACC podem permitir que profissionais do esporte identifiquem e compreendam diferentes estratégias biomecânicas que integram o tronco e os membros inferiores, bem como as variáveis articulares mais importantes dentro dessas estratégias. Essas informações podem auxiliar na identificação de padrões biomecânicos desejáveis para chutes mais eficientes e na idealização de intervenções que priorizem a função integrada das articulações do tronco e dos membros inferiores para alcançar chutes mais potentes.

A biomecânica do chute máximo com o dorso do pé é amplamente discutida na literatura, mas, em situações reais de jogo, os jogadores ajustam frequentemente o nível de esforço do chute para moderar a velocidade da bola. Chutes submáximos são realizados para atender a exigências táticas específicas durante a partida (Nunome *et al.*, 2018 e 2023). Chutes de baixa intensidade, por exemplo, são usados em passes curtos, enquanto chutes de intensidade moderada são usados em escanteios ou cobranças de faltas. Essa adaptabilidade destaca a importância de compreender como os jogadores ajustam a mecânica da cadeia cinética conforme o esforço exigido.

Estudos recentes, como o de Langhout *et al.* (2017), quantificaram e compararam as amplitudes de movimento do tronco, pelve, quadril e joelho do membro de chute durante chutes máximos e submáximos (70% da velocidade máxima da bola) com o dorso do pé em quatro pontos-chave do movimento. Os resultados mostraram que, no chute máximo, os jogadores apresentaram maiores amplitudes de movimento nesses segmentos e articulações nos pontos analisados, em comparação

com o chute submáximo. Da mesma forma, Nunome *et al.* (2018) examinaram os ajustes cinéticos no membro de chute em resposta a três níveis de esforço (máximo e submáximos - 75% e 50% da velocidade máxima da bola). O estudo revelou que os jogadores ajustam os momentos articulares no quadril e no joelho conforme o esforço, seguindo um padrão de controle proximal-distal, com o aumento dos momentos articulares à medida que o esforço no chute cresce. No entanto, esse estudo focou apenas nos ajustes cinéticos do membro de chute, sem explorar os fluxos de energia mecânica e os ajustes no tronco e no quadril do membro de apoio.

Como mencionado, os momentos articulares e os fluxos de energia no tronco e no quadril do membro de apoio são recursos adicionais importantes nos chutes máximos (Naito *et al.*, 2012; Augustus *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2021), onde o jogador busca explorar todos os componentes disponíveis para alcançar o máximo desempenho. Entretanto, ainda não está claro como esses recursos são utilizados em chutes submáximos, onde as demandas de desempenho são menores, ou se a utilização desses elementos varia conforme o nível de esforço requerido.

É possível que o uso dos recursos adicionais proporcionados pelo tronco e pelo quadril do membro de apoio seja diferente nos chutes com distintos níveis de esforço, em comparação com o uso dos momentos articulares e fluxos de energia no membro de chute. Nos chutes máximos, por exemplo, os recursos do tronco e do quadril do membro de apoio podem ser utilizados ao máximo para otimizar o movimento e o desempenho, tendo uma maior participação em comparação ao membro de chute. Por outro lado, nos chutes submáximos, a contribuição relativa desses recursos pode ser reduzida, com o jogador recorrendo predominantemente aos momentos articulares e fluxos de energia gerados no membro de chute. Esse ajuste estratégico nas relativas distribuição e utilização de energia entre os segmentos corporais, conforme o nível de esforço empregado, ajuda a revelar como os jogadores exploram a cadeia cinética para atingir a velocidade desejada da bola. Entretanto, os ajustes mecânicos realizados no tronco, no quadril do membro de apoio e no membro de chute durante a execução de chutes com diferentes níveis de esforço ainda não foram investigados. Compreender esses ajustes fornecerá informações valiosas aos pesquisadores e profissionais do esporte que buscam entender como os atletas modulam a potência do chute em diferentes situações do jogo.

Portanto, a presente tese busca compreender as contribuições biomecânicas do tronco e do quadril do membro de apoio, bem como das articulações do quadril e joelho do membro de chute, na execução e no desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé, em jogadores de futebol amadores. Espera-se que os conhecimentos gerados sejam aplicáveis à prática profissional, tanto para a otimização do desempenho quanto para a prevenção de lesões. Além disso, os resultados poderão servir como base para futuras pesquisas, promovendo uma compreensão mais aprofundada da biomecânica do chute no futebol e suas implicações na formação e no treinamento de atletas.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

O objetivo desta tese foi investigar as contribuições biomecânicas do tronco e do quadril do membro de apoio na execução e no desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé em jogadores de futebol amadores.

1.1.2 Objetivos específicos

Estudo 1: Investigar as estratégias cinemáticas e cinéticas que integram o tronco e os membros inferiores e estão associadas a um melhor desempenho no chute máximo com o dorso do pé.

Estudo 2: Investigar os ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco, no quadril do membro de apoio e nas articulações do quadril e joelho do membro de chute durante os chutes com o dorso do pé em três níveis de esforço.

1.2 Hipóteses

1.2.1 Hipótese do Estudo 1:

As estratégias cinemáticas e cinéticas que combinam maiores movimentos ou momentos articulares no tronco, no quadril do membro de apoio e no quadril e joelho do membro de chute estarão associadas a um melhor desempenho no chute máximo com o dorso do pé.

1.2.2 Hipótese do Estudo 2:

Com o aumento dos níveis de esforço nos chutes, haverá uma maior utilização dos recursos adicionais (tronco e quadril do membro apoio), resultando em maiores amplitudes de movimento do tronco (extensão e rotação axial) nas fases iniciais, antes do impacto com a bola, e do quadril do membro de apoio (extensão e rotação medial) após o contato do pé de apoio com o solo. Isso também levará a uma maior magnitude dos momentos no tronco e no quadril do membro de apoio, contribuindo para a geração de fluxos de energia em direção à pelve e ao membro de chute, com aumento do fluxo descendente de energia no tronco e ascendente no quadril do membro de apoio.

2 ESTUDO 1

Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players

Diego da Silva Carvalho^{1, 2}, Juliana Melo Ocarino^{1,2,3}, Lucas Valentim de Freitas ^{1,2}, Sabrina Penna Cintra^{1,2}, Priscila Albuquerque de Araújo^{1,2}, Liria Akie Okai Nóbrega^{1,2}, Rafael Zambelli Pinto^{1,3}, Sérgio Teixeira Fonseca^{1,2,3},
Thales Rezende Souza^{1,2,3}

¹Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

²Movement Analysis Laboratory, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

³Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

Este artigo foi aceito para publicação na revista *Journal of Sports Sciences* em 14 de outubro de 2024. O artigo completo, juntamente com o material suplementar, encontra-se anexado na sequência.



Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players

Diego da Silva Carvalho, Juliana Melo Ocarino, Lucas Valentim de Freitas, Sabrina Penna Cintra, Priscila Albuquerque de Araújo, Liria Akie Okai Nóbrega, Rafael Zambelli Pinto, Sérgio Teixeira Fonseca & Thales Rezende Souza

To cite this article: Diego da Silva Carvalho, Juliana Melo Ocarino, Lucas Valentim de Freitas, Sabrina Penna Cintra, Priscila Albuquerque de Araújo, Liria Akie Okai Nóbrega, Rafael Zambelli Pinto, Sérgio Teixeira Fonseca & Thales Rezende Souza (27 Oct 2024): Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players, Journal of Sports Sciences, DOI: [10.1080/02640414.2024.2419713](https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2419713)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2419713>



View supplementary material 



Published online: 27 Oct 2024.



Submit your article to this journal 



View related articles 



View Crossmark data 

Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players

Diego da Silva Carvalho^{a,b}, Juliana Melo Ocarino^{a,b,c}, Lucas Valentim de Freitas^{a,b}, Sabrina Penna Cintra^{a,b}, Priscila Albuquerque de Araújo^{a,b}, Liria Akie Okai Nóbrega^{a,b}, Rafael Zambelli Pinto^{a,c}, Sérgio Teixeira Fonseca^{a,b,c} and Thales Rezende Souza^{a,b,c}

^aGraduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil; ^bMovement Analysis Laboratory, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil; ^cDepartment of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil

ABSTRACT

This study investigated the kinematic (KmS) and kinetic (KnS) strategies integrating the trunk and lower limbs to achieve maximal kicking performance. Although strategies consisting of individual joint movements or moments are known, strategies combining joint movements or moments of the trunk and lower limbs have been less studied. Fifty adult amateur soccer players were assessed. Peak joint angles and moments of the trunk, the hip of the supporting limb, the hip and knee of the kicking limb, and the velocities of the foot and ball were recorded. Canonical Correlation Analysis evaluated relationships between sets of variables. A combination of greater hip extension and knee flexion of the kicking limb, as a KmS, correlated with better kick performance ($R_c = 0.60$, $p = 0.004$). Furthermore, a combination of larger moments of trunk flexion and rotation, internal rotation of the supporting hip, hip flexion, and knee extension of the kicking limb, as a KnS, were associated with better performance ($R_c = 0.74$, $p < 0.001$). The explained variance was 43% for the KmS and 59% for the KnS. In amateur players, the KmS for better kick performance involved greater hip and knee movement of the kicking limb, while the KnS involved greater moments at the trunk and both lower limbs.

ARTICLE HISTORY

Received 13 March 2024
Accepted 14 October 2024

KEYWORDS

Football kicking;
biomechanics; kinetic chain;
movement strategy;
coordination

1. Introduction

In soccer, the maximal instep kick is used to propel the ball with power and speed, aiming to cover great distances or direct it towards the goal (Inoue et al., 2014). Recent studies have highlighted the contributions of the trunk and supporting limb to this kick (Augustus et al., 2016, 2021; Carvalho et al., 2021), in addition to the kicking limb (Kellis & Katis, 2007; Lees & Nolan, 1998). Experienced players exhibit greater ranges of motion at the trunk, pelvis, and supporting hip during the kick phases preceding ball impact (Fullenkamp et al., 2015; Shan & Westerhoff, 2005). This is believed to be a crucial kinematic strategy to store mechanical energy in the anterior musculoskeletal tissues during the initial phases of the kick, subsequently utilising it in later stages (S. T. Fonseca et al., 2011; Shan & Westerhoff, 2005). Additionally, this strategy may generate motion-dependent moments contributing to proximal-to-distal energy transfers in the kicking limb (Putnam, 1991). Joint moments at the trunk and supporting limb also contribute to kinetic energy flows towards the kicking limb. Trunk rotation moments contribute to the rapid extension of the kicking knee (Naito et al., 2010). Trunk flexion moments (Augustus et al., 2021; Carvalho et al., 2021) and greater hip extension at the supporting limb (Augustus et al., 2016) contribute to the acceleration of the kicking limb.

Achieving maximal velocities in the kicking foot and the ball is essential for kick performance. Higher foot velocity results in a more powerful impact on the ball, translating to a faster ball trajectory and increasing the chances of success in executing long-distance passes and scoring goals (Kellis & Katis, 2007). Navandar et al. (2022) demonstrated that the amount of hip extension in the kicking limb at the end of the backswing is associated with better kick performance in male players. Nunome, Ikegami, et al. (2006) and Naito et al. (2010) found that greater moments of knee extension and trunk axial rotation, respectively, are also associated with enhanced kick performance. However, such studies analysed isolated relationships of single joint variables with performance. Better-performing kicks require coordinating joint movements and moments at the trunk and lower limbs, which act as whole kicking kinematic and kinetic strategies. Therefore, maximal kicking strategies may combine trunk and lower limbs' joints. However, how movements or moments at the trunk and both lower limbs are combined to achieve maximum kicking performance has not yet been explored in depth.

Canonical correlation analysis (CCA) is a valuable statistical tool for assessing the relationships of multiple interrelated biomechanical variables with more than one performance variable (Parrington et al., 2015; Smirniotou et al., 2008). It reveals how joint movements or moments may be combined as

strategies to achieve the maximal kick. CCA can also reveal biomechanical variables that only have a role in kick performance when combined with the other variables in a strategy. CCA also investigates the strength of the association of the identified strategies with performance and the importance of each joint variable within a strategy. Additionally, CCA can identify more than one kick strategy as different combinations of the same biomechanical variables (Tabachnick & Fidell, 2017). Although players may share similar biomechanical strategies for maximal kicks, some may adopt distinct strategies depending on their musculoskeletal resources and training adaptations (Latash et al., 2002). Therefore, the information provided by the CCA may allow sports professionals to identify and understand distinct biomechanical strategies integrating the trunk and lower limbs and the most important joint variables within these strategies. This information may allow identifying biomechanical patterns desired for better kicks and the idealization of interventions prioritizing the integrated function of the trunk and lower limb joints to achieve powerful kicks.

This study investigated kinematic and kinetic strategies that integrate the trunk and lower limbs and are associated with better performance in the maximal instep kick. Kinematic and kinetic strategies were defined as combinations of peak joint movements and moments at the trunk, supporting hip, kicking hip and knee during the pre-impact phases of the kick, respectively. The kick performance indicators were the peak velocity of the foot centre of mass (CoM) in the pre-impact phase and the ball's initial velocity after the impact. We hypothesized that kinematic and kinetic strategies combining greater joint movements or moments at the trunk, supporting hip, kicking hip, and kicking knee would be associated with better performance in the maximal kick.

2. Materials and methods

2.1. Experimental design and participants

Fifty adult male amateur soccer players (age: 23.7 ± 4.61 years; height: 1.77 ± 0.05 m; body mass: 75.40 ± 9.88 kg; body mass index – BMI: 24.17 ± 2.86 kg/m²) were selected, by convenience, from recreational soccer clubs and university teams to participate in this cross-sectional study. All participants were skilled in kicking and had, on average, more than 10 years of experience in playing soccer (12.8 ± 3.8 years). They regularly played soccer as a recreational activity over the year before the study, with a frequency ranging from 1 to 3 times per week and sessions lasting between 1 and 2 h. The inclusion criteria were: right foot dominance; age 18–35 years; BMI ≤ 30 kg/m²; play recreational soccer at least once a week for ≥ 1 year; no trunk, pelvis, or lower limb surgery/injury in the past 12 months; and no musculoskeletal symptoms impairing performance in the last 3 months. Injury was defined as tissue damage or functional disturbance necessitating withdrawal from sports or reduced performance, requiring medical attention (Bahr et al., 2020). Exclusion criteria included discomfort during the kicking trials, engaging in any physical training, and alcohol/drug use within 24 h before data collection.

The sample size calculation considered a minimum of 10 participants per independent variable, following Tabachnick and Fidell (2017). All procedures were approved by the institution's Research

Ethics Committee (CAAE – 55017822.0.0000.5149), and participants signed an informed consent form.

2.2. Kinematic and kinetic assessment of kicking

Kicking kinematics were captured using a three-dimensional motion analysis system, Oqus 7+ (Qualisys AB, Sweden), with eight cameras at 300 hz. Simultaneously, the ground reaction force on the supporting limb was recorded at 1200 hz by force platforms (Advanced Mechanical Technology Inc. – AMTI OR6-7-1000, USA) synchronized with the motion analysis. Thirty-six tracking markers were used to track the positions of nine body segments, as demonstrated in Figures 1a-c (Carvalho et al., 2021). A cluster with five markers was attached to the ball to track its velocity. The static pose of each participant was used to define a six-degrees-of-freedom model. A three-dimensional local coordinate system was established for each segment (Figure 1d) based on the identification of anatomical and virtual markers in the Visual 3D software (C-Motion Inc., USA) (Cappozzo et al., 2005).

Before data collection, the players participated in a warm-up consisting of submaximal and maximal kicks, for familiarization with the task and testing environment. Following the warm-up, they were instructed to kick a soccer ball with maximal effort using the instep towards a target drawn on a canvas (futsal goal). The kicks were performed on a laboratory surface without artificial grass, and each participant kicked until four valid attempts were recorded based on data quality. To prevent muscle fatigue, a maximum limit of 15 kicks and a one-minute rest interval between kicks were established. All participants made four valid attempts before reaching the maximum limit. An overview of the testing setup and a comprehensive description are presented in Figure 2.

2.3. Data processing

Visual 3D software was used for data processing. Data were analysed only in the kick phases before ball impact to investigate strategies that influence powerful kicks. Force platform data were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 10 hz (Winter, 2009). Raw data from the ball tracking markers were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass digital filter with a cut-off frequency of 12.5 hz since it resulted in trajectories that, although smooth, were very similar to the raw trajectories. Ball impact was identified as the first frame with non-zero ball velocity. The raw data from the trajectory of the body tracking markers after the ball impact were removed to avoid near-impact curve distortions arising from filtering when the data include the impact phase (Nunome, Lake, et al., 2006). The data before impact were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass digital filter with a cut-off frequency of 10 hz (Barfield et al., 2002), which was determined through residual analysis (Winter, 2009).

For the thorax and lumbar segments, masses, moments of inertia, and centre of mass (CoM) positions were estimated according to Zatsiorsky-Seluyanov parameters adjusted by de Leva (1996). For the other segments, mass was estimated as a percentage of total body mass following Dempster's regression equations (Dempster, 1955), and

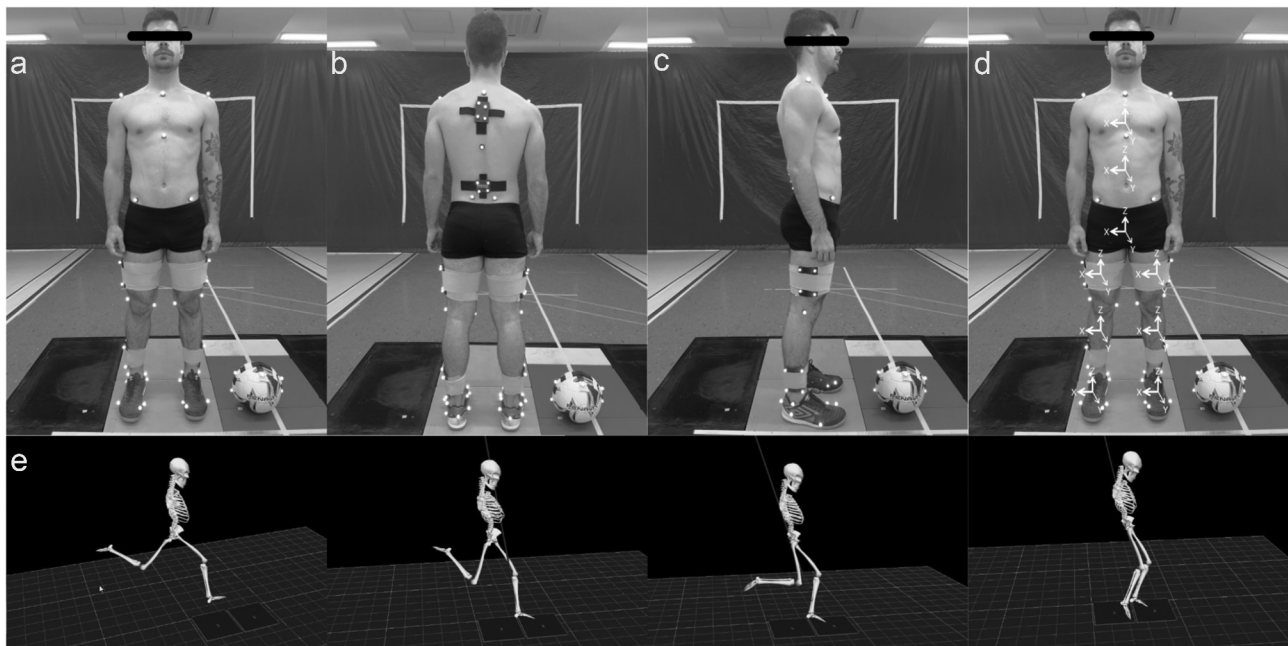


Figure 1. Positions of the anatomical and tracking markers in the anterior (a) lateral (b) and posterior (c) views. (d) Three-dimensional local coordinate systems for segments: feet, shanks, thighs, pelvis, lumbar, and thorax. (e) Kinetogram of the kicking motion.

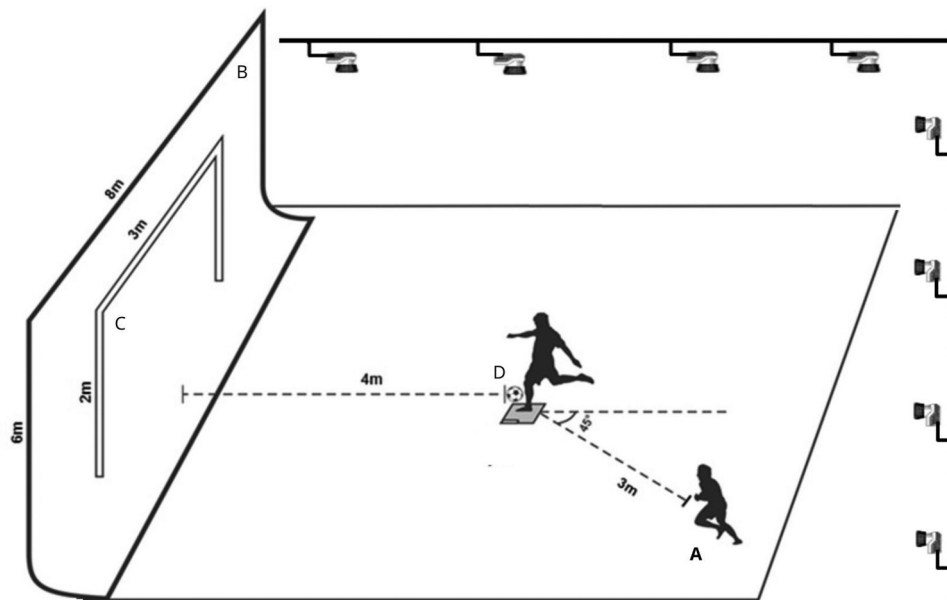


Figure 2. Overview of the kick evaluation setup. a) Player's initial position, three metres away from the ball at a 45° angle relative to the kick direction line; (b) plastic canvas (size: 8 m × 6 m) attached to the laboratory ceiling and positioned four metres away from the ball for impact absorption; (c) rectangular target drawn on the canvas with official futsal goal dimensions; (d) position of the official FIFA size five soccer ball (inflated to 9.0 psi before each collection) next to the force platform, ensuring the supporting foot landed on the platform; (e) kinetogram of the kicking pre-impact phase. Source: modified from Carvalho et al. (2021).

inertial properties were estimated based on parameters proposed by Hanavan (1964) using standard Visual 3D inputs. The mass of the soccer cleats was considered negligible (Nunome et al., 2002).

2.4. Data reduction

The pre-impact phase was defined as the period from kicking foot lift-off to three frames before impact. These final frames were

discarded to guarantee no foot-ball contact and avoid possible filter-related distortions at the end of the time series of the body markers' trajectories. Time series were obtained for the joints and segments' angular movement (°) using the Cardan sequence: lateral-medial, anterior-posterior, and longitudinal (Lees et al., 2010). Using the inverse dynamics method, kinematic, kinetic, and inertial data were used to calculate joint moments normalised by body mass (Nm/kg), starting at the feet and ending at the trunk (Robertson et al., 2014). The time series of joint angles and

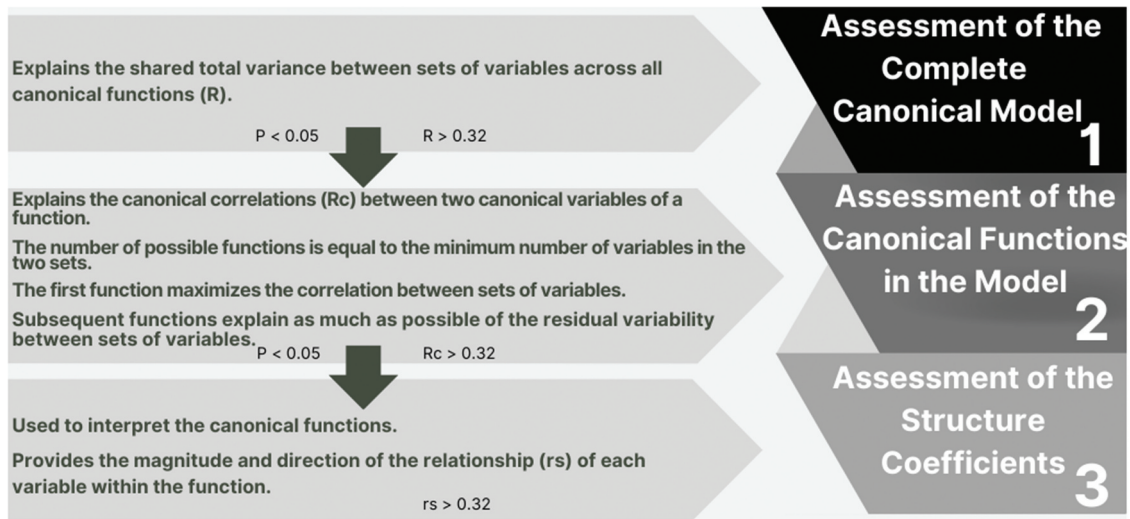


Figure 3. A flowchart of the steps for interpreting a Canonical Correlation Analysis. Source: modified from (Parrington et al., 2015). Notes: Total variance explained by the model (R); Canonical correlation coefficient (R_c); Structure coefficient (r_s).

moments were obtained in the sagittal plane for the trunk, kicking hip, and knee, and in the transverse plane for the trunk and supporting hip. Flexion was positive for the sagittal plane. For the transverse plane of the trunk joint, pelvis rotation to the left relative to the trunk was positive. For the transverse plane of the supporting hip, external rotation was positive. These data were time-normalised from foot lift-off (0%) to three frames before ball impact (100%).

Peak joint angles and moments were computed from the time series. For the trunk, peak angles of extension and left rotation were obtained, considering a joint complex between the thorax and pelvis. Peak flexion and right rotation moments were computed from the sum of the thoracolumbar and lumbopelvic joint moments, representing the total trunk joint moment. For the kicking limb, peak angles of hip extension and knee flexion and peak moments of hip flexion and knee extension were obtained. For the supporting limb, the peak angle of hip external rotation and the peak moment of hip internal rotation were obtained. The initial ball velocity and the pre-impact peak velocity of the foot CoM were measured as indexers of kick performance. Both indicators were used because foot-ball impact characteristics affect ball velocity and kick accuracy (Kellis & Katis, 2007). Therefore, including foot velocity may provide a more accurate estimate of kick performance than ball velocity alone. Ball and foot velocities were calculated as the three-dimensional linear velocity of their CoMs. The ball velocity was averaged over the first 10 frames after impact. For the kicking foot, the peak velocity was obtained three frames before the impact with the ball. The mean values for all variables were calculated from three to four kicks. Reliability data for the measurements are in the supplementary material.

2.5. Statistical analysis

Canonical Correlation Analyses (CCA) searched for linear combinations of peak joint angles or moments associated with

linear combinations of ball and foot velocities (performance variables). The combinations selected (canonical variables) are the pairs of combinations that are maximally correlated (canonical correlation). The selected joint angle combinations are considered kinematic strategies for better-performing kicks, while the selected joint moments combinations are considered kinetic strategies. A pair consisting of a combination of joints' variables and a combination of the velocities' variables, which are correlated, is a canonical function.

The CCA establishes a canonical model that explains data variability (R) by identifying canonical functions (i.e., pairs of canonical variables and their corresponding canonical correlations (R_c)). It computes standardized coefficients (Coef) of the linear combinations to represent each original variable's relative load or importance in constructing the canonical variables. Finally, it computes structure coefficients (r_s), which indicate the contribution of each original variable in the canonical function. The magnitudes and signs of the structure coefficients indicate the relationship between a biomechanical strategy variable and a kick performance variable (Tabachnick & Fidell, 2017). A detailed explanation of the CCA is provided in the supplementary material.

Some steps are suggested for interpreting CCA according to the flowchart in Figure 3 (Parrington et al., 2015). For all coefficients (R , R_c , and r_s), a significance level of 0.05 and a minimum cut-off value of 0.32 (R^2 , R_c^2 , and $r_s^2 > 10\%$) were considered for result interpretation (Tabachnick & Fidell, 2017). To interpret significant correlations, the following factor analysis classifications were used: excellent > 0.71 ; very good > 0.63 ; good > 0.55 ; fair > 0.45 ; and poor > 0.32 (Tabachnick & Fidell, 2017). All statistical tests were conducted using SPSS_27.0 software (IBM Corp., USA).

3. Results

Table 1 presents the descriptive data for peak joint angles and moments, ball and foot velocities. The CCA between the kinematics and performance (CCA_1) and the CCA between the kinetics and performance (CCA_2) resulted in two canonical functions each (Table 2). However, only the first canonical

Table 1. Mean values, standard deviation, minimum, maximum, 95% confidence interval of the mean, and coefficient of variation for the kinematic, kinetic, and maximal kick performance variables. It should be noted that all the values were expressed as positive numbers (modular values) for the statistical analysis.

Variables	Mean $\pm$ SD	Min.	Max.	CI 95%	CV (%)
<i>Kinematic</i>					
Trunk angle: flexion (+)/extension (-)					
Peak (°)	-25.37 $\pm$ 7.50	2.06	-40.35	-27.51 – -23.24	29.56
Trunk rotation angle: right (+)/left (-)					
Peak (°)	-26.28 $\pm$ 7.47	-9.71	-41.13	-28.41 – -24.16	28.42
Kicking hip angle: flexion (+)/extension (-)					
Peak (°)	-22.37 $\pm$ 8.60	-3.81	-45.04	-24.82 – -19.93	38.44
Kicking knee angle: flexion (+)/extension (-)					
Peak (°)	109.00 $\pm$ 8.15	91.53	123.31	106.68 – 111.32	7.48
Support hip angle: external rotation (+)/internal rotation (-)					
Peak (°)	16.24 $\pm$ 8.14	0.84	43.56	13.92 – 18.55	50.12
<i>Kinetic</i>					
Trunk moment: flexion (+)/extension (-)					
Peak (Nm/kg)	2.04 $\pm$ 0.77	0.44	4.10	1.82 – 2.26	37.74
Trunk rotation moment: right (+)/left (-)					
Peak (Nm/kg)	3.00 $\pm$ 0.55	1.92	4.56	2.83 – 3.14	18.33
Kicking Hip moment: flexion (+)/extension (-)					
Peak (Nm/kg)	3.91 $\pm$ 0.65	2.74	5.60	3.73 – 4.09	16.62
Knee moment: flexion (+)/extension (-)					
Peak (Nm/kg)	-1.48 $\pm$ 0.37	-0.74	-2.37	-1.58 – -1.37	25.00
Support hip moment: external rotation (+)/internal rotation (-)					
Peak (Nm/kg)	-0.68 $\pm$ 0.32	-0.04	-1.34	-0.77 – -0.59	47.05
<i>Kick Performance</i>					
Ball velocity (m/s)	20.03 $\pm$ 2.23	15.19	24.39	19.39 – 20.66	11.13
Peak pre-impact velocity of the foot CoM (m/s)	13.94 $\pm$ 1.45	10.87	17.08	13.53 – 14.35	10.40

Notes: Standard deviation (SD); Minimum (Min.); Maximum (Max.); 95% confidence interval of the mean (CI 95%); Coefficient of variation (CV); Degrees (°); Newton metre per kilogram (Nm/kg); Meters per second (m/s); Center of mass (CoM).

function of each CCA was significant ($p < 0.05$) and interpretable ($Rc^2 > 10\%$) (Tabachnick & Fidell, 2017).

In CCA_1, the complete canonical model was significant, demonstrating a relationship between the combinations of kinematic variables and the performance variables. As Wilks' λ (Table 2) represents the variance unexplained by the model, $1 - \lambda$ (R^2) yields the complete effect size of the model (Sherry & Henson, 2005). Thus, the effect size for the two obtained canonical functions was 0.43, indicating that the complete model explains 43% of the shared variance between the sets of variables. In the individual analysis of the canonical functions, function 1 explained 36% of the variance and was statistically significant.

In CCA_2, the complete canonical model was significant, demonstrating a relationship between the combinations of kinetic variables and the performance variables. The effect size of the two obtained canonical functions was 0.59, indicating that the complete model explains 59% of the shared variance between the sets of variables. In the individual analysis of the canonical functions, function 1 explained 55% of the variance and was statistically significant.

Table 3 presents the coefficients of the significant canonical functions of CCA_1 and CCA_2. For CCA_1, the canonical variable for the set of kinematic variables included the peak trunk extension and rotation, the peak hip extension and peak knee flexion of the kicking limb, and the peak external rotation of the supporting limb. However, only the peak hip extension and knee flexion of the kicking limb showed relevant structure coefficients ($rs > 0.32$). The peak knee flexion exhibited an excellent correlation with kick performance ($rs = 0.93$) and the strongest influence on the function ($rs^2 = 85.56\%$). The peak hip extension showed a poor correlation ($rs = 0.35$) and a lesser influence ($rs^2 = 11.90\%$). Both demonstrated a direct relationship with kick performance (same sign), indicating that a combination of higher peaks of hip extension and knee flexion during kicking is a kinematic strategy for a better-performing kick (combination of higher foot and ball velocities).

For CCA_2, the canonical variable for the set of kinetic variables included the peak trunk extension and rotation moments, the peak hip extension and knee flexion moments of the kicking limb, and the peak hip internal rotation moment of the supporting lower limb. All these variables showed relevant

Table 2. Canonical correlations of kicking kinematics (CCA_1) and kinetics (CCA_2) with kick performance.

Functions	Rc	Rc ²	Wilks	F	P
Kinematic Strategies (CCA_1)					
1	.600	.360	.566	10 - 86 (2.83)	.004
2	.340	.116	.884	4 - 44 (1.44)	.237
Kinetic Strategies (CCA_2)					
1	.739	.546	.410	10 - 86 (4.83)	<.001
2	.312	.097	.903	4 - 44 (1.19)	.330

Notes: Canonical correlation (Rc); Canonical determination coefficient (Rc²); Wilks Lambda statistic – significance test for Rc (Wilks); F-statistic – variance test (F); Statistical significance between canonical variables (P).

Table 3. Coefficients of the canonical functions for the correlations of the kinematic (CCA_1) and kinetic (CCA_2) strategies with the maximal kick performance. The variables highlighted in bold are those that contributed significantly to maximal kick performance.

Variables (CCA_1)	Function 1		
	Coef.	rs	rs ² (%)
<i>Kinematic Strategy</i>			
Peak trunk extension	.157	.316	9.99
Peak trunk rotation	.075	.070	0.49
Peak hip extension of the kicking limb	-.307	-.345	11.90
Peak knee flexion of the kicking limb	-.898	-.925	85.56
Peak hip external rotation of the supporting limb	-.058	-.151	2.28
<i>Kick Performance</i>			
Ball velocity	-.369	-.896	80.28
Peak pre-impact velocity of the foot CoM	-.690	-.971	94.09
<i>Variables (CCA_2)</i>			
<i>Kinetic Strategy</i>			
Peak trunk flexion moment	-.175	-.632	39.94
Peak trunk rotation moment	-.202	-.539	29.05
Peak hip flexion moment of the kicking limb	-.448	-.798	63.68
Peak knee extension moment of the kicking limb	.042	-.373	13.91
Peak hip internal rotation moment of the supporting limb	-.601	-.728	53.00
<i>Kick Performance</i>			
Ball velocity	-1.093	-.997	99.40
Peak pre-impact velocity of the foot CoM	.126	-.710	50.41

Note: Standardized coefficients (Coef.); Structure coefficients (rs); Squared structure coefficients (rs²); Center of mass (CoM).

structure coefficients ($rs > 0.32$). The peak hip flexor moment of the kicking limb and the peak hip internal rotation moment of the supporting limb exhibited excellent correlations with kick performance ($rs > 0.71$) and a large influence on the function ($rs^2 = 63.68$ and 53.0% , respectively). The peak trunk flexor

moment showed a very good correlation ($rs = 0.63$), and the peak trunk rotation moment showed a fair correlation ($rs = 0.54$), both with considerable influence on the function ($rs^2 = 39.94\%$ and 29.05% , respectively). The peak knee extensor moment showed a poor correlation with kick performance

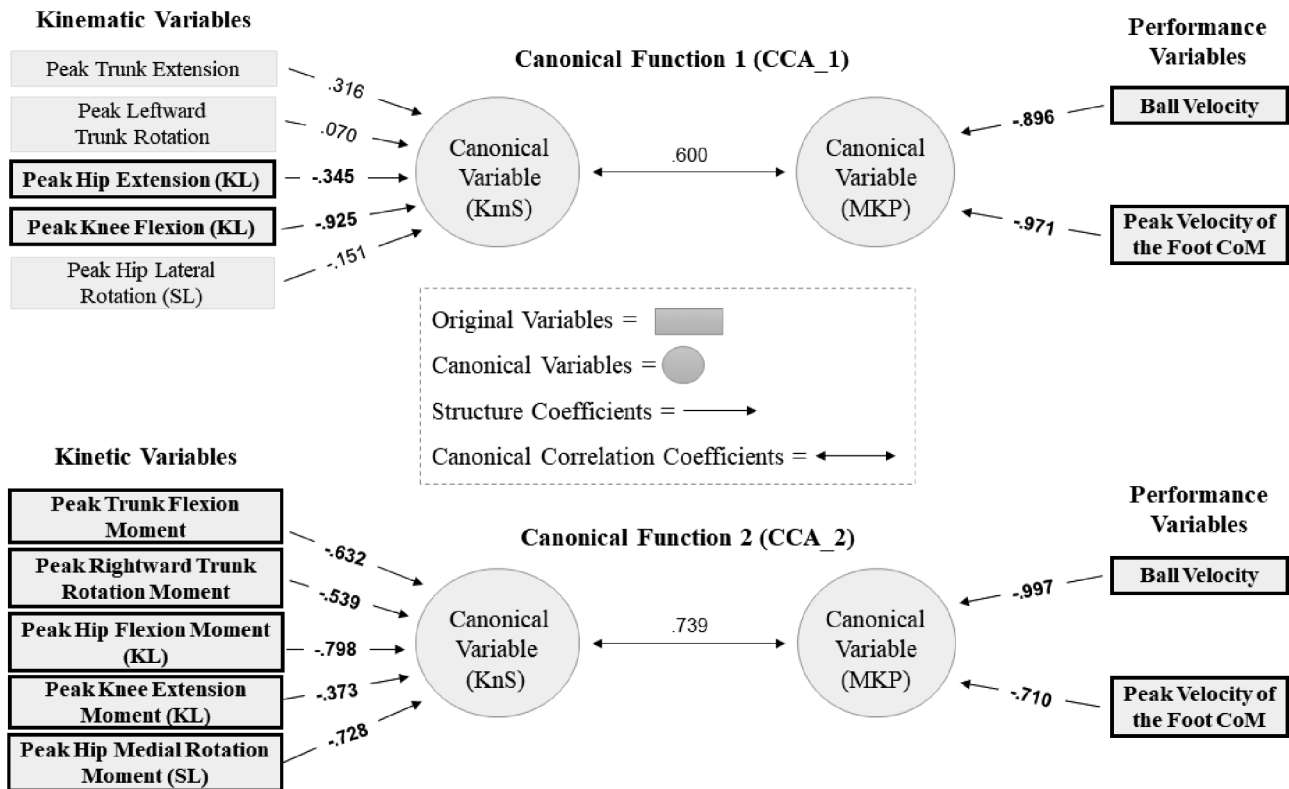


Figure 4. Canonical correlation models illustrating the kinematic and kinetic strategies (canonical variables) as combinations of kinematic or kinetic variables that contribute to better kick performance, selected by the canonical correlation analyses. The variables highlighted in bold are those included in the identified kinematic and kinetic strategies. Notes: Canonical Correlation Analysis 1 (CCA_1) and 2 (CCA_2); Kinematic Strategy (KmS); Kinetic Strategy (KnS); Maximal kick performance (MKP); Kicking Limb (KL); Supporting limb (SL); Center of mass (CoM).

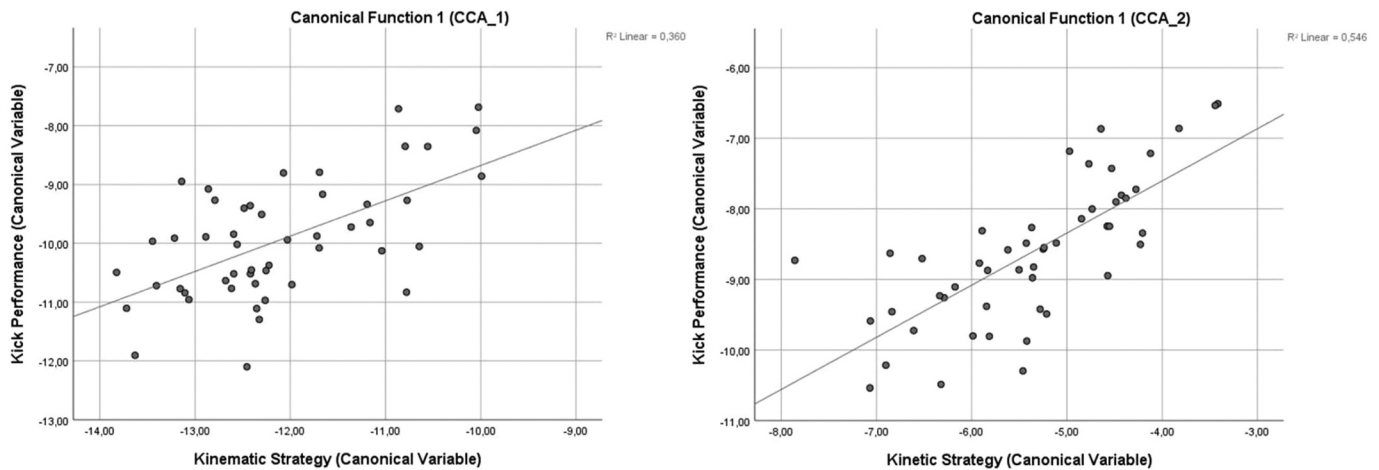


Figure 5. Scatter plot for the canonical functions of the canonical correlation analyses.

($r_s = 0.37$) and the weakest influence on the function ($r_s^2 = 13.91\%$). All variables demonstrated a direct relationship with kick performance, indicating that a combination of higher peaks of trunk flexion and rotation moments, higher peaks of hip internal rotation moment of the supporting limb, and higher peaks of hip flexion and knee extension moments of the kicking limb during kicking is a kinetic strategy for a better-performing kick. The canonical models with the canonical variables are summarized in Figure 4. Figure 5 presents scatter plots between the pairs of canonical variables for each canonical function.

4. Discussion

The present study investigated the kinematic and kinetic strategies integrating the trunk and lower limbs, used by amateur soccer players to achieve better performance in the maximal instep kicks. Two main strategies were identified. The kinematic strategy combining greater hip extension and knee flexion (Figure 6a) was correlated with better kick performance. The

kinetic strategy combining larger moments of trunk flexion and rotation, supporting hip internal rotation, kicking hip flexion, and kicking knee extension (Figure 6b) was also associated with better kick performance.

Regarding the kinematic strategy, peak knee flexion contributed the most (86%) to this relationship, while peak hip extension contributed about 12%. These findings partially supported our hypothesis, as the trunk and supporting lower limb were not included. There was also a tendency for lower peaks of trunk extension to relate to better-kicking performance. Although greater trunk movements correlate with higher kicking skill (Fullenkamp et al., 2015; Naito et al., 2010), players with better performance seemed to exploit greater joint motion in the kicking limb and less trunk extension. The amateur athletes may not fully exploit trunk mechanisms due to their lower skill compared to professionals, as confirmed by the lower ball and foot velocities observed (Kellis & Katis, 2007; Vieira et al., 2016). During accurate kicks, segments' motions are decreased (Lees & Nolan, 1998). However, accuracy constraints in this study were not significant, as the athletes were close to a large goal and

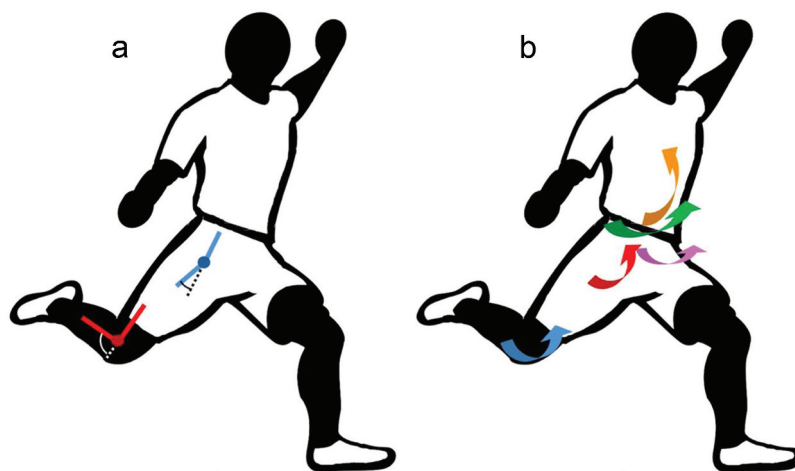


Figure 6. (a) kinematic strategy for a powerful maximal kick, as a combination of greater knee flexion (red angle) and hip extension (blue angle) at the kicking limb. Peak knee flexion is more relevant than hip extension. (b) Kinetic strategy for a powerful maximal kick, as a combination of greater moments of (from the most to the least relevant) hip flexion (red curved arrow), hip internal rotation at the supporting limb (purple curved arrow), trunk flexion (orange curved arrow), trunk axial rotation (green curved arrow), and knee extension (blue curved arrow).

were only required to hit the ball into that goal with maximal power. Therefore, accuracy constraints likely do not explain the tendency for lower trunk movements.

This is the first evidence of a direct relationship between the amount of knee flexion and maximal kick performance, which was not observed in a previous investigation of an isolated relationship between these two variables (Lyle et al., 2011). Higher peak knee flexion combined with hip extension increases the overall range of backward motion of the kicking limb during the backswing and leg cocking phases. Although isolated bivariate correlations of peak hip extension with ball and foot velocities were not significant (supplementary material), peak hip extension combined with peak knee flexion was associated with kick performance. This can provide more time to generate a greater anterior angular momentum of the thigh and shank segments due to the action of the joint moments and gravity (Lyle et al., 2011). Higher thigh and shank centres of mass positions lead to a longer drop and greater gravitational acceleration towards the ball (Bober et al., 1987). The larger contribution of knee flexion may be related to the great vertical raise it causes on the shank centre of mass, in contrast to the smaller effect of hip extension on the vertical position of the thigh centre of mass. There may also be a greater efficiency of the hip flexor and knee extensor muscles through the stretch-shortening cycle, enhancing the ability to generate larger moments (Wilson & Flanagan, 2008), especially by the biarticular rectus femoris that is stretched at both joints.

Concerning the kinetic strategy, the significant contribution of all joint moments combined to kick performance aligns with our hypothesis and is consistent with the coordinated mechanisms of the trunk and lower limbs observed in previous studies (Augustus et al., 2021; Carvalho et al., 2021; Naito et al., 2012). The peak trunk flexion and rotation moments were particularly relevant (nearly 40% and 30%, respectively). Together accounting for about 70% of the relationship between kinetic strategy and kick performance. This is the first evidence of a relationship between the trunk axial rotation moment and kick performance, to our knowledge. The trunk moment to the right brings the pelvis into left rotation and then the right, kicking limb forward. In the sagittal plane, even with less trunk extension, a sufficiently greater flexion moment, with a stronger eccentric contraction of the abdominal muscles, may still produce an effective kinetic energy transfer among segments. The energy redistributed by the trunk flexion moment is initially transferred to the pelvis during the backswing and leg cocking phases, and then partly redistributed to the kicking limb during the leg acceleration phase (i.e., a proximal-distal energy flow), accelerating its segments towards the ball (Augustus et al., 2021; Carvalho et al., 2021). This mechanism may be enhanced with larger trunk movement excursions in more skilled players. However, this warrants further investigation.

Considering the kicking limb, the peak hip flexor moment contributed most to the relationship between kinetic strategy and kick performance (64%), while the peak knee extensor moment had the least influence (14%). This discrepancy may be due to the higher magnitudes of hip flexion moments compared to knee extension moments (Kellis & Katis, 2007). Hip flexion moments were more than double those of knee

extension. Part of the kinetic energy transferred from the pelvis to the thigh by the hip flexion moment depends on the knee extensor moment to reach the shank (Augustus et al., 2021; Carvalho et al., 2021), and some may be transferred directly through the biarticular rectus femoris. Yet, some of the hip flexion moment influence on the shank acceleration occurs through moving the thigh, which generates knee motion-dependent moments that contribute to accelerating the shank (Nunome, Ikegami, et al., 2006; Putnam, 1991). This may help explain the greater relevance of the hip flexion moment in the kinetic strategy.

Regarding the supporting hip, the peak internal rotation moment was the second most influential variable in the kinetic strategy for a better-performing kick (53%). This highlights its role in rotating the pelvis in the direction of the supporting limb (i.e., in this study, rotation to the left), complementing the action of the trunk axial moment. Rapid pelvis rotation around the supporting limb is expected to increase the forward linear velocity of the hemipelvis on the kicking limb's side during the backswing and leg cocking phases, potentially adding angular momentum to the kicking limb. To our knowledge, this is the first evidence of the importance of the supporting limb's hip internal rotator muscles in soccer kicking.

This study introduced the CCA in soccer kicking biomechanics, bringing information about how joint variables are combined to achieve maximal kick performance. Differently from isolated associations with single joint variables, it revealed that greater hip extension may only play a role in performance when combined with greater knee flexion, in male amateur players. Although previous studies found isolated correlations of hip extension with kick performance in soccer players, they examined professional athletes (Navandar et al., 2022) and a small sample of adolescent females (Lyle et al., 2011), without investigating how joint variables are combined to achieve better-performing maximal kicks. In this study, isolated bivariate correlations of the peak hip extension with the performance variables were not significant (Supplementary Material). In contrast, CCA showed that greater hip extension plays an important role in kick performance when combined with greater knee flexion in the kinematic strategy. The CCA also shows the relevance of each variable in the strategy. For example, knowing the lower relevance of the knee extension moment than the more proximal moments may influence the definition of priorities in training and strengthening programs in diverse contexts of practice. The CCA may also identify more than one combination with the same variables to explain the residual variance, which could reveal strategies present in a smaller number of subjects, for instance. However, in the present study, only one canonical variable was significant in each analysis, which showed a predominant strategy explaining most part of the performance.

This study has some limitations. First, the findings apply to amateur players and may not be generalised to other skill levels. Second, to avoid filter-related data distortions right before impact, the last three frames of the pre-impact phase were discarded. However, this limitation did not affect the peak movements and moments measured, which occurred earlier in the pre-impact phase. The strategies revealed are limited to

peak movements and moments, which are probably part of a larger strategy. Future studies may investigate variables' timings, the upper limbs and head/neck, and other kinematic and kinetic variables, such as the joints' and segments' velocities, accelerations, and powers.

The findings provide insights into practical approaches. Sports professionals may consider improving the athletes' combined ranges of motion of hip extension and knee flexion at the kicking limb regarding flexibility and gesture training. Additionally, it seems essential to strengthen the hip flexor and knee extensor muscles at the kicking limb, the hip internal rotators at the supporting limb, and the trunk flexor and rotator muscles, especially by focusing on exercises that utilise fast stretch-shortening cycles, such as plyometric exercises (Zhang et al., 2023). The observed relevance of producing hip internal rotation with a strong muscle action at the supporting limb may be challenging due to the greater hip stiffness and reduced internal rotation range of motion in soccer athletes (Castro et al., 2013; Gomes et al., 2008; Ocarino et al., 2021). Due to the integrated kinetic strategy revealed in this study, an important potential recommendation is implementing strength and power training of the trunk and lower limbs' muscles simultaneously, simulating the kick gesture, which may potentialise the production of larger moments during the kick. Making the athletes aware of the muscles that must produce large forces during kicking, in the kinetic strategy, may add to kick performance.

Acknowledgments

The authors thank the Brazilian agencies Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) and Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) for financial support and scholarships awarded to the first and last authors. This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES - Finance Code 001).

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the author(s).

Funding

The work was supported by the Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico [302887/2009-1]; Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior [001].

ORCID

Diego da Silva Carvalho  <http://orcid.org/0000-0001-9741-4848>

References

- Augustus, S., Hudson, P. E., Harvey, N., & Smith, N. (2021). Whole-body energy transfer strategies during football instep kicking: Implications for training practices. *Sports Biomechanics*, 1–16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1951827>
- Augustus, S., Mundy, P., & Smith, N. (2016). Support leg action can contribute to maximal instep soccer kick performance: An intervention study. *Journal of Sports Sciences*, 35(1), 89–98. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1156728>
- Bahr, R., Clarsen, B., Derman, W., Dvorak, J., Emery, C. A., Finch, C. F., Häggglund, M., Junge, A., Kemp, S., Khan, K. M., Marshall, S. W., Meeuwisse, W., Mountjoy, M., Orchard, J. W., Pluim, B., Quarrie, K. L., Reider, B., Schwellnus, M., Soligard, T. . . Chamari, K. (2020). International Olympic committee consensus statement: Methods for recording and reporting of epidemiological data on injury and illness in sport 2020 (including STROBE extension for sport injury and illness surveillance (STROBE-SIIS)). *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8(7), 372–389. <https://doi.org/10.1177/2325967120902908>
- Barfield, W. R., Kirkendall, D. T., & Yu, B. (2002). Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. *Journal of Sports Science & Medicine*, 1(3), 72–79. <http://www.jssm.org>
- Bober, T., Putnam, C. A., & Woodworth, G. G. (1987). Factors influencing the angular velocity of a human limb segment. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 511–521. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90251-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90251-x)
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186–196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>
- Carvalho, D. S., Ocarino, J. M., Cruz, A. C., Barsante, L. D., Teixeira, B. G., Resende, R. A., Fonseca, S. T., & Souza, T. R. (2021). The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. *Journal of Biomechanics*, 121, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110425>
- Castro, J., Machado, K., Scaramussa, K., & Gomes, J. (2013). Incidence of decreased hip range of motion in youth soccer players and response to a stretching program: A randomized clinical trial. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(2), 100–107. <https://doi.org/10.1123/JSR.22.2.100>
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal Biomechanics*, 29(9), 1223–1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
- Dempster, W. (1955). Space requirements of the seated operator. WADC technical report 55-159, wright-Patterson air force base, Ohio. *Journal of Biomechanical Engineering*.
- de Witt, J. K., & Hinrichs, R. N. (2012). Mechanical factors associated with the development of high ball velocity during an instep soccer kick. *Sports Biomechanics/International Society of Biomechanics in Sports*, 11(3), 382–390. <https://doi.org/10.1080/14763141.2012.661757>
- Fonseca, S., Souza, T., Verhagen, E., Emmerik, R., Bittencourt, N., De Michelis Mendonça, L., Ocarino, J., Resende, R. A., & Ocarino, J. M. (2020). Sports injury forecasting and complexity: A synergetic approach. *Sports Medicine*, 50(10), 1757–1770. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01326-4>
- Fonseca, S. T., Souza, T. R., Ocarino, J. M., Gonçalves, G. P., & Bittencourt, N. F. (2011). Applied biomechanics of soccer. In D. J. Magee, R. C. Manske, J. E. Zachazewsky, & W. S. Quillen (Eds.), *Athletic and sports issues in musculoskeletal rehabilitation* (pp. 315–329). Saunders Elsevier.
- Fullenkamp, A. M., Campbell, B. M., Laurent, C. M., & Lane, A. P. (2015). The contribution of trunk axial kinematics to poststrike ball velocity during maximal instep soccer kicking. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 370–376. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0188>
- Gomes, J., Castro, J., & Becker, R. (2008). Decreased hip range of motion and noncontact injuries of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 24(9), 1034–1037. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.05.012>
- Hanavan, E. P., Jr. (1964). A mathematical model of the human body. *AMRL-TR-64-102 AMRL TR*, 1–149.
- Inoue, K., Nunome, H., Sterzing, T., Shinkai, H., & Ikegami, Y. (2014). Dynamics of the support leg in soccer instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 32(11), 1023–1032. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886126>
- Kellis, E., & Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(2), 154–165. <https://doi.org/10.1007/s11882-010-0166-3>
- Latash, M. L., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2002). Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(1), 26–31. <https://doi.org/10.1097/00003677-200201000-00006>
- Lees, A., Barton, G., & Robinson, M. (2010). The influence of cardan rotation sequence on angular orientation data for the lower limb in the soccer

- kick. *Journal of Sports Sciences*, 28(4), 445–450. <https://doi.org/10.1080/02640410903540352>
- Lees, A., & Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 16(3), 211–234. <https://doi.org/10.1080/026404198366740>
- Lyle, M. A., Sigward, S. M., Tsai, L. C., Pollard, C. D., & Powers, C. M. (2011). Influence of maturation on instep kick biomechanics in female soccer athletes. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 43(10), 1948–1954. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821a4594>
- Naito, K., Fukui, Y., & Maruyama, T. (2010). Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. *Human Movement Science*, 29(2), 259–276. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.04.008>
- Naito, K., Fukui, Y., & Maruyama, T. (2012). Energy redistribution analysis of dynamic mechanisms of multi-body, multi-joint kinetic chain movement during soccer instep kicks. *Human Movement Science*, 31(1), 161–181. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.09.006>
- Navandar, A., Kipp, K., & Navarro, E. (2022). Hip and knee joint angle patterns and kicking velocity in female and male professional soccer players: A principal component analysis of waveforms approach. *Journal of Sports Sciences*, 40(17), 1–12. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2121022>
- Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 34(12), 2028–2036. <https://doi.org/10.1097/00005768-200212000-00025>
- Nunome, H., Ikegami, Y., Kozakai, R., Aprianatono, T., & Sano, S. (2006). Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 529–541. <https://doi.org/10.1080/02640410500298024>
- Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A., & Stergioulas, L. K. (2006). Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *Journal of Sports Sciences*, 24(1), 11–22. <https://doi.org/10.1080/02640410400021450>
- Ocarino, J., Resende, R., Bittencourt, N., Correa, R., Mendonça, L., Reis, G., Souza, T., & Fonseca, S. (2021). Normative data for hip strength, flexibility and stiffness in male soccer athletes and effect of age and limb dominance. *Physical Therapy in Sport*, 47, 53–58. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.11.022>
- Parrington, L., Ball, K., & MaComahon, C. (2015). Kinematics of a striking task: Accuracy and speed–accuracy considerations. *Journal of Sports Sciences*, 33(4), 346–357. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.942685>
- Portney, L. G. (2020). *Foundations of clinical research: Applications to evidence-based practice* (4 ed.). F. A. Davis Company.
- Putnam, C. A. (1991). A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 23(1), 130–144. <https://doi.org/10.1249/00005768-199101000-00019>
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). Research methods in biomechanics. <https://doi.org/10.5040/9781492595809>
- Shan, G., & Westerhoff, P. (2005). Soccer: Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomechanics*, 4(1), 59–72. <https://doi.org/10.1080/14763140508522852>
- Sherry, A., & Henson, R. K. (2005). Conducting and interpreting canonical correlation analysis in personality research: A user-friendly primer. *Journal of Personality Assessment*, 84(1), 37–48. https://doi.org/10.1207/s15327752jpa8401_09
- Smirniotou, A., Katsikas, C., Paradisis, G., Argeitaki, P., Zacharogiannis, E., & Tziortzis, S. (2008). Strength-power parameters as predictors of sprinting performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(4), 447–454.
- Tabachnick, B. G., & Fidell, L. S. (2017). Using multivariate statistics. *Journal of Applied Psychology*, 87(4), 611–628.
- Vieira, L. H., de Souza Serenza, F., de Andrade, V. L., de Paula Oliveira, L., Mariano, F. P., Santana, J. E., & Santiago, P. R. (2016). Kicking performance and muscular strength parameters with dominant and nondominant lower limbs in Brazilian elite professional futsal players. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 578–585. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0125>
- Wilson, J. M., & Flanagan, E. P. (2008). The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: A brief review. *Journal of Strength and Conditioning Association*, 22(5), 1705–1715. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4 ed. Vol. 1). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.29057/xikua.v1i1.1175>
- Zhang, Y., Li, D., Gómez-Ruano, M., Memmert, D., Li, C., & Fu, M. (2023). Effects of plyometric training on kicking performance in soccer players: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 14, 1–11. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1072798>

Appendix A. Supplementary Material

Supplementary Material 1. The test-retest reliability of the analyzed variables was assessed using data from a pilot study involving 15 individuals. The values obtained from two random kick trials for each individual were considered. The intraclass correlation coefficients (ICC_{2,1}), their respective 95% confidence intervals (CI), and standard errors of measurement (SEM) showed appropriate reliability and are presented in the table below (Portney & Watkins, 2020).

Variables	ICC (CI 95%)	SEM
Peak trunk extension (°)	0.98 (0.94-0.99)	1.04
Peak trunk rotation (°)	0.87 (0.66-0.95)	2.23
Peak hip extension of the kicking leg (°)	0.98 (0.94-0.99)	1.53
Peak knee flexion of the kicking leg (°)	0.69 (0.29-0.88)	4.96
Peak hip external rotation of the supporting leg (°)	0.95 (0.87-0.98)	1.68
Peak trunk flexion moment (Nm/kg)	0.72 (0.35-0.90)	0.89
Peak trunk rotation moment (Nm/kg)	0.77 (0.46-0.92)	0.77
Peak hip flexion moment of the kicking leg (Nm/kg)	0.79 (0.46-0.93)	0.66
Peak knee extension moment of the kicking leg (Nm/kg)	0.96 (0.87-0.99)	0.07
Peak hip internal rotation moment of the supporting leg (Nm/kg)	0.92 (0.77-0.97)	0.09
Ball velocity (m/s)	0.80 (0.52-0.93)	0.87
Peak pre-impact velocity of the foot CoM (m/s)	0.86 (0.64-0.95)	0.53

Notes: Degrees (°); Newton meter per kilogram (Nm/kg); Meters per second (m/s); Center of mass (COM).

Supplementary Material 2. Detailed description of the Canonical Correlation Analysis conducted for the collected dataset.

The Canonical Correlation Analysis (CCA) is used to identify and measure associations between a set of independent variables and a set of dependent variables. This analysis determines a set of synthetic variables not directly observed in the original data, called canonical variables. These variables represent orthogonal linear combinations of the original variables within each set that best explain the variability within and between the sets. The CCA selects pairs of canonical variables, each pair consisting of a canonical variable consisting of the independent variables and a canonical variable consisting of the dependent variables. A canonical correlation coefficient (R_c) is calculated for each pair of canonical variables. The selected pairs of canonical variables are the ones that are more strongly correlated (Sherry & Henson, 2005; Tabachnick & Fidell, 2017). Thus, CCA can identify relationships between a combination of body biomechanical variables (independent variables) and a combination of kick performance variables (dependent variables). The selected canonical variables comprised of peak joint angles can be considered kinematic strategies for more powerful kicks, while the selected canonical variables comprised of peak joint moments can be considered kinetic strategies for more powerful kicks.

In a Canonical Correlation Analysis (CCA), each pair of correlated canonical variables is referred to as a canonical function. The number of canonical functions equals the number of variables in the smaller set (two in this study, in the dependent variables' set). The first canonical function selects two canonical variables that exhibit the highest possible correlation between them. If the canonical correlation of this first function is not perfect (smaller than 1.0), there is residual variance in both sets of variables that cannot be explained. Then, the second function selects another two canonical variables that are as strongly related to each other as possible, considering the residual variance remaining from the first function as well as their independence from the first function (Sherry & Henson, 2005; Tabachnick & Fidell, 2017). Additionally, CCA computes the canonical coefficients of determination (R_c^2), representing the proportion of variance shared by the two canonical variables of a function (Sherry & Henson, 2005; Tabachnick & Fidell, 2017), i.e., the amount of variance in the data that is shared between the set of body biomechanical variables and the set of kick performance variables.

Structure coefficients (r_s), also called canonical loadings, are computed. These coefficients represent the bivariate correlation between an original variable and a canonical variable of the function, enabling the identification of which variables were useful in constructing the canonical model. Their magnitudes and mathematical signs help in understanding the relationships between independent and dependent variables in

CCA (Sherry & Henson, 2005; Tabachnick & Fidell, 2017). Thus, one can identify the association of each joint biomechanical variable with each kick performance variable. The squared structure coefficients (rs^2) represent the proportion of variance that an original variable shares with the canonical variable of the function (Sherry & Henson, 2005; Tabachnick & Fidell, 2017), i.e., the amount of variance explained by each of the joint biomechanical variables and each of the kick performance variables.

The appropriate use of CCA involves basic assumptions such as normality, linearity, homoscedasticity, and absence of multicollinearity in the data (Sherry & Henson, 2005; Tabachnick & Fidell, 2017). This study assessed these assumptions through the Shapiro-Wilk test, scatter plots between pairs of canonical variables, and Pearson correlation coefficients (r), with a cutoff of 0.7. The assumptions were met, except for the correlation between the ball and foot velocities ($r = 0.765$). A high correlation between the ball and foot velocities was expected (De Witt & Hinrichs, 2012). It was not considered a multicollinearity problem because it comprised the set of dependent variables and not the set of independent variables that would constitute the strategies under investigation. In addition, no outliers were detected, and no participants were excluded due to missing data, maintaining the sample of fifty participants for the analysis.

Supplementary Material 3. Pearson correlation analyses between the kinematic and kinetic variables and the kick performance variables.

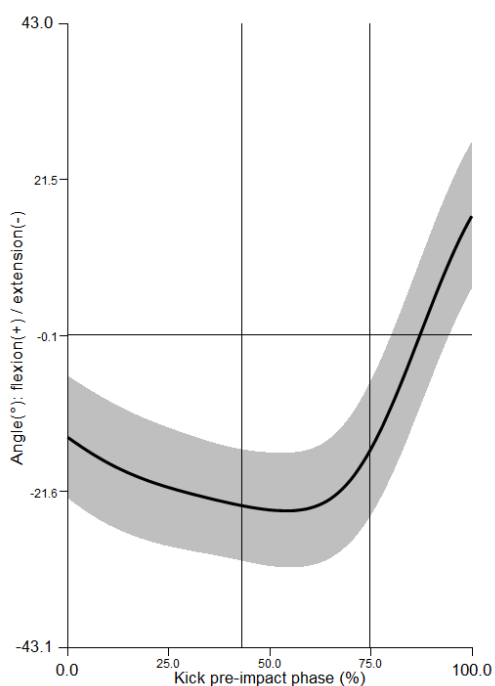
<i>Kinematic and kick performance variables</i>	1	2	3	4	5	6	7
1. Peak trunk extension	_____						
2. Peak trunk rotation	.057	_____					
3. Peak hip extension of the kicking limb	-.142	-.201	_____				
4. Peak knee flexion of the kicking limb	-.118	.065	.011	_____			
5. Peak hip external rotation of the supporting limb	-.090	.289*	-.158	.166	_____		
6. Ball velocity	-.080	-.151	.194	.501**	.057	_____	
7. Peak pre-impact velocity of the foot CoM	-.232	.020	.196	.536**	.101	.765**	_____
<i>Kinetic and kick performance variables</i>	1	2	3	4	5	6	7
1. Peak trunk flexion moment	_____						
2. Peak trunk rotation moment	.519**	_____					
3. Peak hip flexion moment of the kicking limb	.572**	.636**	_____				
4. Peak knee extension moment of the kicking limb	.210	.585**	.465**	_____			
5. Peak hip internal rotation moment of the supporting limb	.174	-.024	.234	.085	_____		
6. Ball velocity	.461**	.403**	.592**	.297*	.534**	_____	
7. Peak pre-impact velocity of the foot CoM	.287*	.330*	.458**	.390**	.363*	.765*	_____

Notes: * $p < .05$. ** $p < .01$. All other variables were not statistically significant.

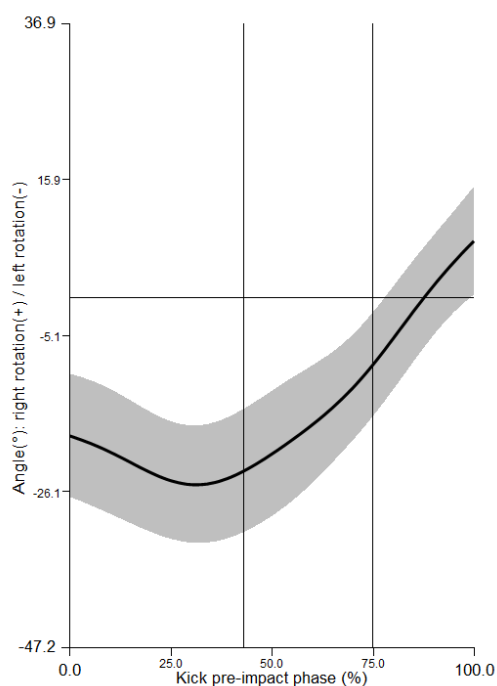
Supplementary Material 4. Mean curves and standard deviations of the kinematic and kinetic variables. The vertical lines represent the limits of the kicking phases: backswing, leg cocking, and leg acceleration.

Kinematic Variables

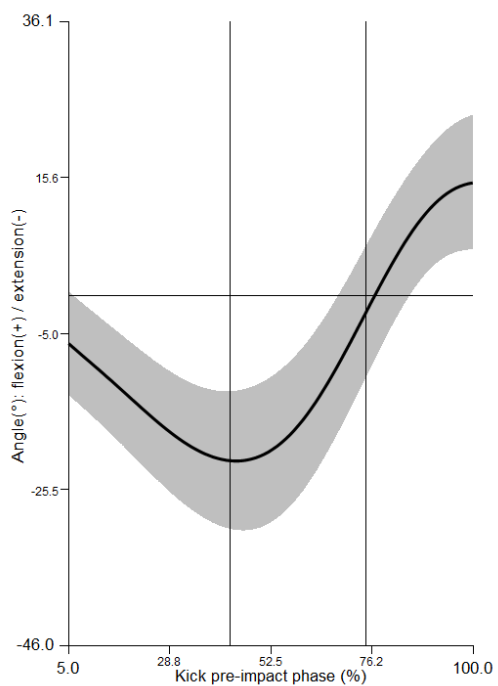
Trunk Sagittal Angle



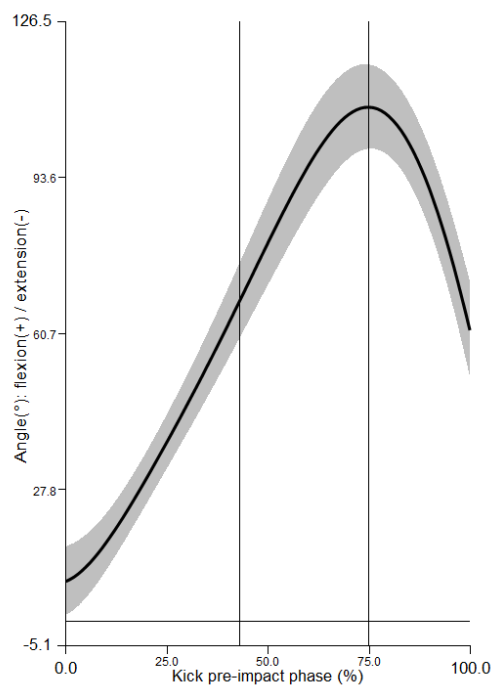
Trunk Axial Angle



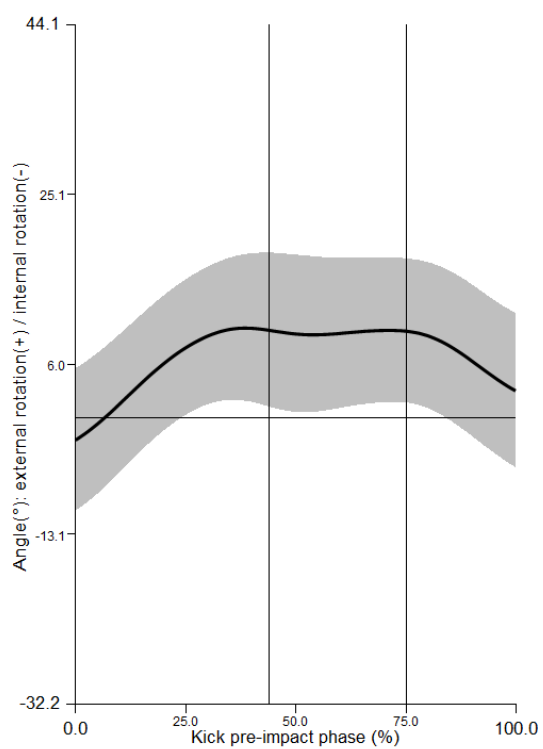
Right Hip Sagittal Angle

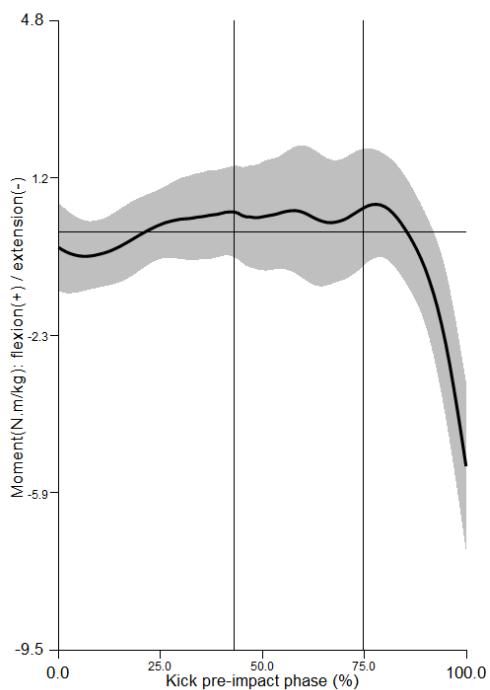
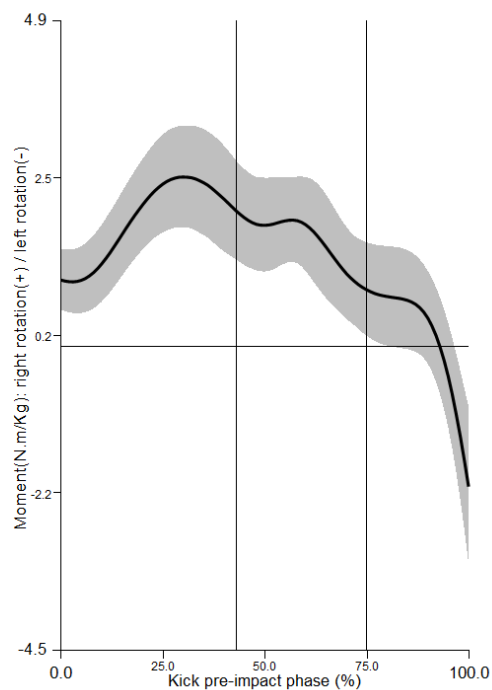
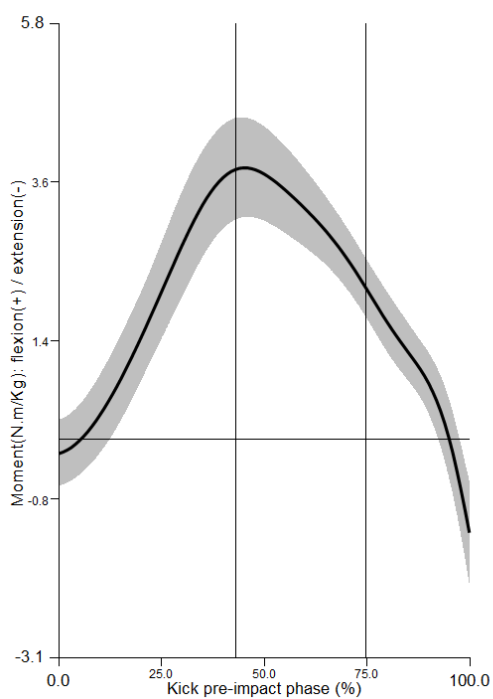
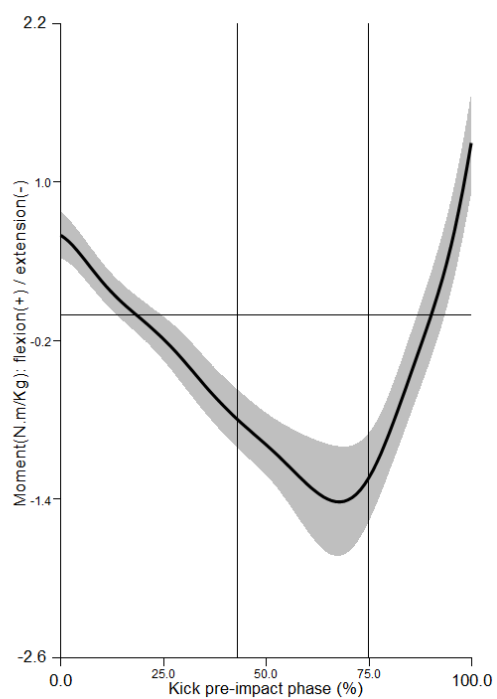


Right Knee Sagittal Angle

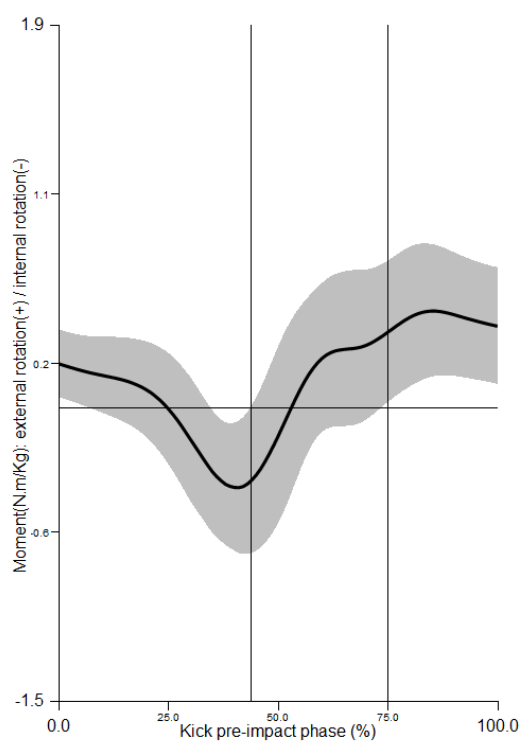


Left Hip Axial Angle



Kinetic Variables**Trunk Sagittal Moment****Trunk Axial Moment****Right Hip Sagittal Moment****Right Knee Sagittal Moment**

Left Hip Axial Moment



3 ESTUDO 2

Ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco e quadril do membro de apoio durante chutes com o dorso do pé submáximos e máximos no futebol

Diego da Silva Carvalho^{1, 2}, Juliana Melo Ocarino^{1,2,3}, Lucas Valentim de Freitas ^{1,2}, Sabrina Penna Cintra^{1,2}, Priscila Albuquerque de Araújo^{1,2}, Fabrício Anício de Magalhães ^{1,2}, Sérgio Teixeira Fonseca^{1,2,3}, Thales Rezende Souza^{1,2,3}

¹Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

²Laboratório de Análise do Movimento, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

³Departmentto de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

Autor Correspondente

Nome: Thales Rezende Souza

Endereço de correspondência: Departamento de Fisioterapia - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - Universidade Federal de Minas Gerais.

Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Campus Pampulha, Belo Horizonte - MG - Brazil - CEP 31270-901.

Telefone: (55) 31-3409-7405 / Número de Fax: (55) 31-3409-4781.

Endereço de E-mail: thalesrs@ufmg.br

Contagem de palavras

Resumo: 249 palavras

Texto principal (excluindo referencias e legendas): 4500 palavras

RESUMO

Durante uma partida de futebol, os jogadores ajustam o esforço dos chutes para moderar a velocidade da bola. No entanto, há poucas informações sobre os ajustes mecânicos na cadeia cinética em diferentes níveis de esforço. Este estudo investigou os ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco (articulações toracolombar e lombopélvica), no quadril de apoio, e nas articulações do quadril e joelho do membro de chute durante chutes com o dorso do pé em três níveis de esforço. Quarenta e quatro jogadores de futebol amadores (idade: $23,9 \pm 4,8$ anos; altura: $1,76 \pm 0,06$ m; massa: $74,8 \pm 9,8$ kg) realizaram chutes com esforço máximo, 70-80% do esforço máximo e 50-60% do esforço máximo, analisados por um sistema de captura de movimento (300 Hz). Comparações das séries temporais de velocidade angular, ângulo, momento e potência articular e segmentar foram realizadas utilizando mapeamento paramétrico estatístico com ANOVA de medidas repetidas. Os resultados revelaram ajustes significativos em todas as articulações analisadas. Considerando os recursos que contribuem para levar o membro de chute à frente, os momentos axiais do tronco e do quadril de apoio, bem como os momentos sagitais do quadril de apoio, quadril e joelho de chute, foram recrutados nos três níveis de esforço, intensificando-se com o aumento da demanda. O momento sagital do tronco foi usado exclusivamente nos chutes de esforço máximo. Conclui-se que o tronco e o quadril de apoio atuam como recursos adicionais ao membro de chute, contribuindo distintamente para o desempenho em chutes de esforço máximo e submáximo.

Palavras-chave: Biomecânica do chute; Esforço submáximo; Tronco; Quadril de apoio; Fluxo de energia.

1 INTRODUÇÃO

O chute com o dorso do pé é amplamente utilizado no futebol para gerar potência e velocidade na bola, permitindo marcar gols e realizar passes precisos (Lees et al. 2010a). Devido à sua importância, essa técnica tem sido alvo de estudos biomecânicos, com foco predominante em chutes de esforço máximo (Kellis & Katis, 2007; Lees & Nolan, 1998; Lees et al. 2010a), utilizados em passes longos, tiros de meta ou finalizações a gol (Inoue et al., 2014). Contudo, durante as partidas, os jogadores ajustam frequentemente o esforço dos chutes para moderar a velocidade da bola, realizando chutes submáximos para atender a exigências táticas específicas (Nunome et al., 2018). Chutes de baixa intensidade, por exemplo, são usados em passes curtos, enquanto chutes de intensidade moderada são usados em escanteios ou cobranças de faltas. Essa adaptabilidade destaca a importância de compreender como os jogadores ajustam a mecânica da cadeia cinética conforme o nível de esforço exigido.

A contribuição do tronco e do quadril do membro de apoio como recursos adicionais aos momentos e fluxos de energia do membro de chute tem sido investigada recentemente. Evidências mostram que os momentos do tronco desempenham um papel fundamental na geração de um fluxo descendente de energia cinética para a pelve durante as fases de balanço posterior e de preparação da perna (Augustus et al., 2021a; Carvalho et al., 2021; Naito et al., 2012). Simultaneamente, os momentos do quadril de apoio também contribuem com um fluxo ascendente de energia para a pelve (Augustus et al., 2021a; Naito et al., 2012). Essas transferências de energia para a pelve aceleram sua retroversão e rotação axial em direção ao membro de apoio, favorecendo a rápida progressão do membro de chute em direção à bola. Posteriormente, parte dessa energia é redistribuída para a coxa e a perna de chute durante a fase de aceleração, contribuindo para o aumento da velocidade final (Augustus et al., 2021a; Carvalho et al., 2021). Esses achados indicam que os momentos e os fluxos de energia do tronco e do quadril de apoio são recursos adicionais importantes utilizados em chutes máximos, onde o jogador busca explorar todos os componentes disponíveis para alcançar o máximo desempenho. Entretanto, permanece incerto como esses recursos são utilizados em chutes submáximos,

onde as demandas de desempenho são menores, e se a utilização desses elementos varia conforme o nível de esforço requerido.

É possível que o uso dos recursos adicionais proporcionados pelo tronco e quadril de apoio para o chute, comparado com o uso dos momentos e fluxos de energia no membro de chute, seja diferente entre chutes com níveis distintos de esforço. Nos chutes máximos, o uso dos recursos do tronco e quadril de apoio podem ser maximamente utilizados para otimizar o movimento e o desempenho e tenham uma participação maior comparada com o uso do membro de chute. Em contraste, nos chutes submáximos, a contribuição relativa dos recursos do tronco e quadril de apoio pode ser reduzida, com o jogador recorrendo predominantemente aos momentos e fluxos de energia gerados no membro de chute. Esse ajuste estratégico nas relativas distribuição e utilização de energia entre os segmentos corporais, conforme o nível de esforço, ajudam a revelar como os jogadores exploram a cadeia cinética para atingir a velocidade desejada da bola. Entretanto, os ajustes mecânicos realizados no tronco, no quadril de apoio e no membro de chute para a realização de chutes com diferentes níveis de esforço ainda não foram investigados. Compreender esses ajustes fornecerá informações valiosas aos profissionais do esporte, que buscam compreender como os atletas modulam a potência do chute em diferentes situações do jogo.

O objetivo deste estudo foi investigar os ajustes cinemáticos e cinéticos no tronco, no quadril de apoio e nas articulações do quadril e joelho do membro de chute, durante chutes com o dorso do pé em três níveis de esforço.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 *Desenho experimental e participantes*

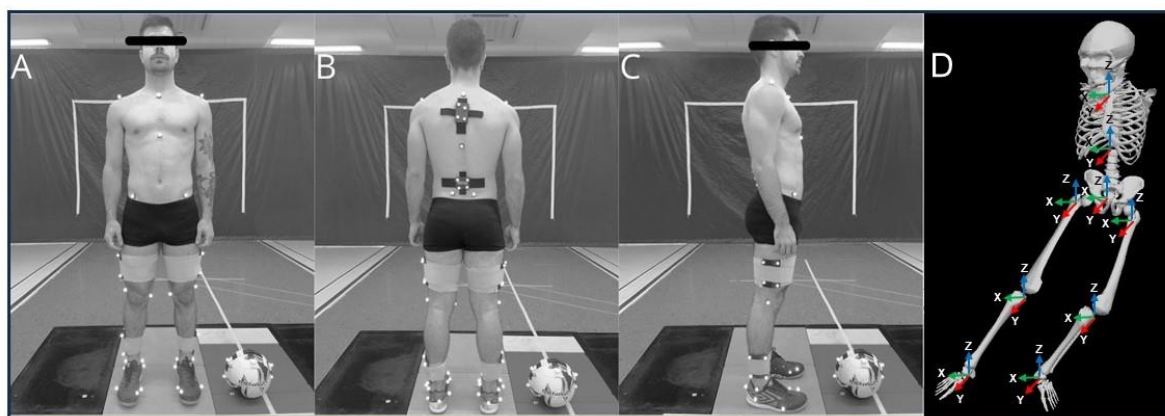
Quarenta e quatro jogadores de futebol amadores, do sexo masculino (idade: $23,9 \pm 4,8$ anos; altura: $1,76 \pm 0,06$ m; massa corporal: $74,8 \pm 9,8$ kg; índice de massa corporal – IMC: $24,2 \pm 2,8$ kg/m²) foram selecionados por conveniência de equipes universitárias e clubes recreativos de futebol para participar deste estudo transversal. Todos os participantes eram habilidosos no chute, jogavam em um nível amador satisfatório e tinham, em média, mais de dez anos de experiência no esporte ($12,6 \pm 3,6$ anos). Os critérios de inclusão foram: idade entre 18 e 35 anos; $IMC \leq 30$ kg/m²; dominância do pé direito; prática de futebol como atividade recreativa pelo menos uma vez por semana durante um período mínimo de um ano; ausência de sintomas musculoesqueléticos, definidos como dor ou incapacidade que prejudicasse o desempenho, nos últimos três meses; e ausência de cirurgia e/ou lesão musculoesquelética no tronco, pelve e membros inferiores nos últimos 12 meses. A lesão foi definida como dano tecidual ou distúrbio funcional que necessitasse de afastamento do esporte e/ou redução no desempenho, requerendo atenção médica (Bahr et al., 2020). Os critérios de exclusão foram: experiência de desconforto durante os testes de chute, envolvimento em qualquer treino físico ou exercício, e consumo de álcool e/ou drogas nas 24 horas anteriores à coleta de dados. Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição (CAAE – 55017822.0.0000.5149), e os participantes assinaram um termo de consentimento informado.

2.2 *Avaliação cinemática e cinética do chute*

A cinemática do chute foi capturada usando um sistema de análise de movimento tridimensional, Oqus 7+ (Qualisys AB, Suécia), com oito câmeras a uma frequência de amostragem de 300 Hz. Simultaneamente, a força de reação no solo no membro de apoio foi registrada a 1200 Hz por plataformas de força (Advanced Mechanical Technology Inc. – AMTI OR6-7-1000, EUA), sincronizadas com a análise de movimento. Trinta e seis marcadores foram usados para rastrear as posições de nove segmentos corporais, conforme demonstrado nas Figuras 1A-C (Carvalho et

al., 2021). Um cluster com cinco marcadores foi colocado sobre a bola para que sua velocidade pudesse ser calculada. A pose estática de cada participante foi utilizada para definição do modelo de segmentos rígidos livres com seis graus de liberdade. Um sistema de coordenadas local tridimensional foi estabelecido para cada segmento (Fig. 1D), com base na identificação de marcadores anatômicos e virtuais no software Visual 3D (C-Motion Inc., EUA) (Cappozzo et al., 2005).

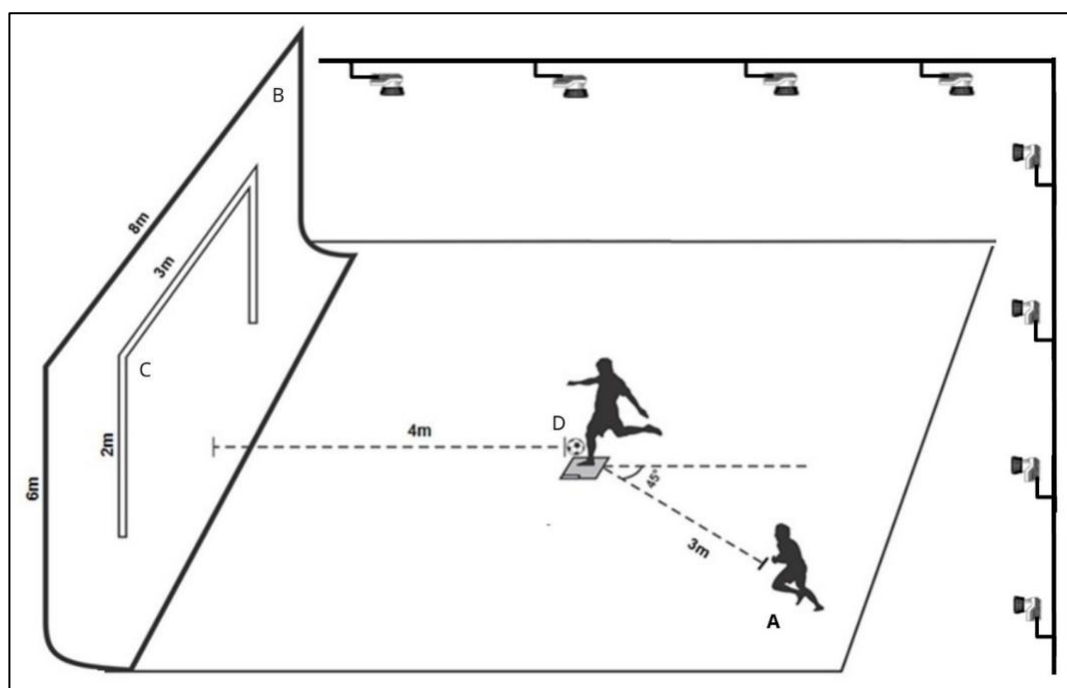
Fig. 1. Posições dos marcadores anatômicos e de rastreamento nas vistas anterior (A), lateral (B) e posterior (C). (D) Sistemas de coordenadas locais tridimensionais para os segmentos: pés, pernas, coxas, pelve, lombar e tórax.



Antes da coleta de dados, os jogadores participaram de um aquecimento composto por chutes submáximos e máximos para familiarização com a tarefa e o ambiente de teste (superfície de laboratório sem grama artificial). Após o aquecimento, eles foram instruídos a realizar três chutes, com esforço máximo, em direção a um alvo desenhado sobre uma lona (gol de futsal), para determinar a linha de base da velocidade alvo da bola. Neste estudo, o pico de velocidade da bola foi utilizado para determinar o nível de esforço dos chutes. Para isso, a bola foi modelada como um corpo rígido, e o pico de velocidade anteroposterior do seu centro de massa foi estimado no software QTM (Qualisys AB, Suécia) após cada tentativa de chute. Com base na velocidade média desses chutes máximos, a velocidade alvo para cada nível de esforço foi determinada da seguinte maneira: máximo= acima de 95% da velocidade dos 3 chutes máximos iniciais; submáximo=70-80%; submáximo=50-60%.

Os participantes foram então instruídos a realizar chutes nos três níveis de esforço determinados, abordando a bola da maneira mais confortável para eles. A ordem dos níveis de esforço foi randomizada entre os participantes. Durante as tentativas, o pico de velocidade da bola foi fornecido aos jogadores imediatamente após cada chute, para ajustarem o esforço e alcançarem a velocidade alvo. Cada participante realizou chutes até que quatro fossem considerados válidos para análise, com base na qualidade dos dados. Foi estabelecido um limite máximo de quinze chutes e um intervalo de descanso de um minuto após cada chute para evitar fadiga muscular. Todos os participantes fizeram quatro tentativas válidas antes de atingir o limite máximo. Uma visão geral da configuração de teste e uma descrição abrangente são apresentadas na Figura 2.

Fig. 2. Visão geral da configuração do laboratório para avaliação dos chutes. (A) Posição inicial do jogador, a três metros de distância da bola em um ângulo de 45° em relação à linha de direção do chute; (B) lona plástica (tamanho: 8m x 6m) fixada no teto do laboratório e posicionada a quatro metros da bola para absorção do impacto; (C) alvo retangular desenhado sobre a lona com as dimensões oficiais de um gol de futsal (tamanho: 3m x 2m); (D) posição da bola de futebol oficial FIFA, tamanho cinco (inflada a 9,0 psi antes de cada coleta), colocada ao lado da plataforma de força, de modo a garantir que o pé de apoio pousasse sobre a plataforma. Fonte: Carvalho et al. (2024).



2.3. Processamento dos dados

O software Visual 3D foi utilizado para o processamento. Os dados das plataformas de força foram filtrados utilizando um filtro Butterworth passa-baixa de quarta ordem, com uma frequência de corte de 10 Hz (Winter, 2009). Os dados brutos dos marcadores de rastreamento da bola foram filtrados usando um filtro digital Butterworth passa-baixa de quarta ordem com uma frequência de corte de 12,5 Hz (Nunome et al., 2002). O impacto da bola foi identificado como o primeiro quadro com velocidade diferente de zero. Para evitar distorções nas curvas próximas ao impacto, os dados brutos da trajetória dos marcadores de rastreamento do corpo após o impacto com a bola foram removidos (Nunome et al., 2006). Antes do impacto, os dados foram filtrados com um filtro digital Butterworth passa-baixa de quarta ordem, com frequência de corte de 10 Hz (Barfield et al., 2002; Dorge et al., 2002), determinada por análise residual (Winter, 2009).

Para os segmentos do tórax e lombar, as massas, os momentos de inércia e as posições do centro de massa foram estimados conforme os parâmetros de Zatsiorsky-Seluyanov ajustados por De Leva (1996), derivados de homens caucasianos jovens. Para os demais segmentos, a massa foi estimada como uma porcentagem da massa corporal total, seguindo as equações de regressão de Dempster (Dempster, 1955). As propriedades inerciais foram estimadas com base nos parâmetros propostos por Hanavan (1964), utilizando entradas padrão do Visual 3D. A massa das chuteiras de futebol foi considerada desprezível (Nunome et al., 2002).

2.4 Redução dos dados

As séries temporais foram obtidas para o movimento articular (graus) e para a velocidade angular da pelve (graus/s) usando a sequência de Cardan: lateral-medial, anterior-posterior e longitudinal (Lees et al., 2010b). O método de dinâmica inversa foi utilizado para calcular os momentos articulares, normalizados pela massa corporal (Nm/kg), começando pelos pés e finalizando no tronco (Robertson et al., 2014). Posteriormente, as potências articulares e nas extremidades de cada segmento que compõem uma articulação (i.e. a potência distal do segmento proximal e a potência proximal do segmento distal) (watts/kg) foram determinadas,

para estimar as mudanças na energia cinética envolvendo os segmentos e suas respectivas articulações (Carvalho et al., 2021; Novak et al., 2015). As séries temporais foram adquiridas no plano sagital para todas as articulações analisadas e no plano transversal para o tronco e quadril de apoio. Os dados foram normalizados no tempo, desde a retirada do pé (0%) até três quadros antes do impacto com a bola (100%). Por fim, curvas médias com desvio padrão foram geradas para todas as tentativas e participantes, por condição, para caracterizar a cinemática, cinética e as transferências de energia.

Para calcular a velocidade da bola, ela foi modelada como um corpo rígido esférico no software Visual 3D, com seu centro de massa estimado a partir dos marcadores. A seguir, foi gerada a curva de velocidade anteroposterior do centro de massa da bola, da qual o valor de pico foi extraído.

2.5 Análise Estatística

Após a verificação da normalidade, realizou-se uma ANOVA de medidas repetidas de uma via para comparar as médias do pico de velocidade da bola nos três níveis de esforço dos chutes, adotando um nível de significância de $P < 0,05$ (SPSS_V27, IBM Corp., EUA). Para resultados significativos, foram aplicadas comparações com o ajuste de Bonferroni nos testes pós-hoc, também com nível de significância de $P < 0,05$. Os tamanhos de efeito foram calculados usando o d de Cohen e classificados como triviais (0–0,19), pequenos (0,20–0,49), médios (0,50–0,79) e grandes ($\geq 0,80$).

Para comparar as séries temporais, utilizou-se o mapeamento paramétrico estatístico (MPE) (Pataky, 2010) com ANOVA de medidas repetidas no Matlab (Mathworks Inc., Natick, USA), considerando um fator (nível de esforço do chute) e três níveis (máximo, 70-80% e 50-60%). Quando o $MPE\{F\}$ indicou efeitos principais significativos, testes-t pareados do MPE ($MPE\{t\}$) foram aplicados para identificar as diferenças entre pares de séries temporais, destacando as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$).

3 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a média ($\pm$ desvio-padrão) e o coeficiente de variação do pico de velocidade da bola para os níveis de esforço testados. A velocidade da bola diferiu significativamente entre os níveis de esforço ($P < 0,001$, $\eta^2 = 0,984$). As comparações pós-hoc revelaram efeitos grandes entre todos os pares de condições ($P < 0,05$) (Tabela 1). As velocidades dos chutes submáximos (70-80% e 50-60%) representaram, em média, 73,4% ($\pm 2,8$) e 53,2% ($\pm 2,6$) da velocidade máxima, respectivamente.

Tabela 1. Média, desvio-padrão e coeficiente de variação do pico de velocidade da bola (m/s) para os três níveis de esforço dos chutes testados.

	Nível de esforço dos chutes			ANOVA	Pós-hoc $\geq 95\%$ vs 70-80%	Pós-hoc $\geq 95\%$ vs 50-60%	Pós-hoc 70-80% vs 50-60%
	$\geq 95\%$ Média (DP) [CV]	70-80% Média (DP) [CV]	50-60% Média (DP) [CV]	P valor (η^2 parcial)	P valor (d de Cohen)	P valor (d de Cohen)	P valor (d de Cohen)
Pico de velocidade da bola	24,41 (2,03) [8,32%]	17,90 (1,52) [8,49%]	12,98 (1,10) [8,47%]	< 0,001 (0,984)*	< 0,001 (6,83)*	< 0,001 (8,80)*	< 0,001 (5,89)*

*: Diferença significativa na comparação pós-hoc ($P < 0,05$); DP: desvio-padrão; CV: coeficiente de variação.

Nos testes MPE{F}, observou-se um aumento significativo ($P < 0,05$) nas amplitudes de flexão e rotação axial da toracolombar, bem como na flexão lombopélvica, no final da fase de aceleração (~ 82 -100%) com o aumento do esforço dos chutes (Fig. 3A, 4A e 5A). No quadril de apoio, as amplitudes de extensão e rotação medial aumentaram ao longo do ciclo (~ 0 -86% e ~ 30 -100%, respectivamente) com o aumento do esforço (Fig. 7A e 8A). No joelho de chute, as amplitudes de flexão aumentaram a partir do final da fase aérea (~ 36 -100%) conforme o esforço aumentou (Fig. 10A). A pelve exibiu um aumento na velocidade angular de retroversão e rotação axial entre ~ 6 -100% e ~ 20 -80% do ciclo, respectivamente, à medida que o esforço aumentou (Fig. 11A e 11B).

Os testes MPE{F} revelaram diferenças significativas nos momentos e potências em todas as articulações e planos ($P < 0,05$). Nos chutes máximos, observaram-se momentos de flexão na toracolombar e lombopélvica entre o final da fase aérea e o início da fase de aceleração (~40-85% e ~30-70%, respectivamente) (Fig. 3B e 5B). Nos submáximos, a toracolombar exibiu momentos extensores que se inverteram para flexores no início da fase de aceleração (~40-85%), enquanto a lombopélvica manteve momentos extensores entre ~30-86% do ciclo (Fig. 3B e 5B). No plano transversal, as articulações toracolombar e lombopélvica apresentaram maiores momentos de rotação axial em direção ao lado de chute durante a maior parte do ciclo (~0-87% e ~0-93%, respectivamente), à medida que o esforço aumentou (Fig. 4B e 6B). No quadril de apoio, os momentos de rotação lateral entre ~0-13% da fase aérea e ~54-89% da fase de apoio foram maiores nos chutes máximos em comparação aos submáximos (Fig. 8B). O quadril de chute exibiu maiores momentos de flexão ao longo do ciclo (~8-94%), intensificando-se conforme o esforço aumentou (Fig. 9B). O joelho de chute também apresentou maiores momentos extensores em grande parte do ciclo (~20-91%), crescendo com o aumento do esforço (Fig. 10B).

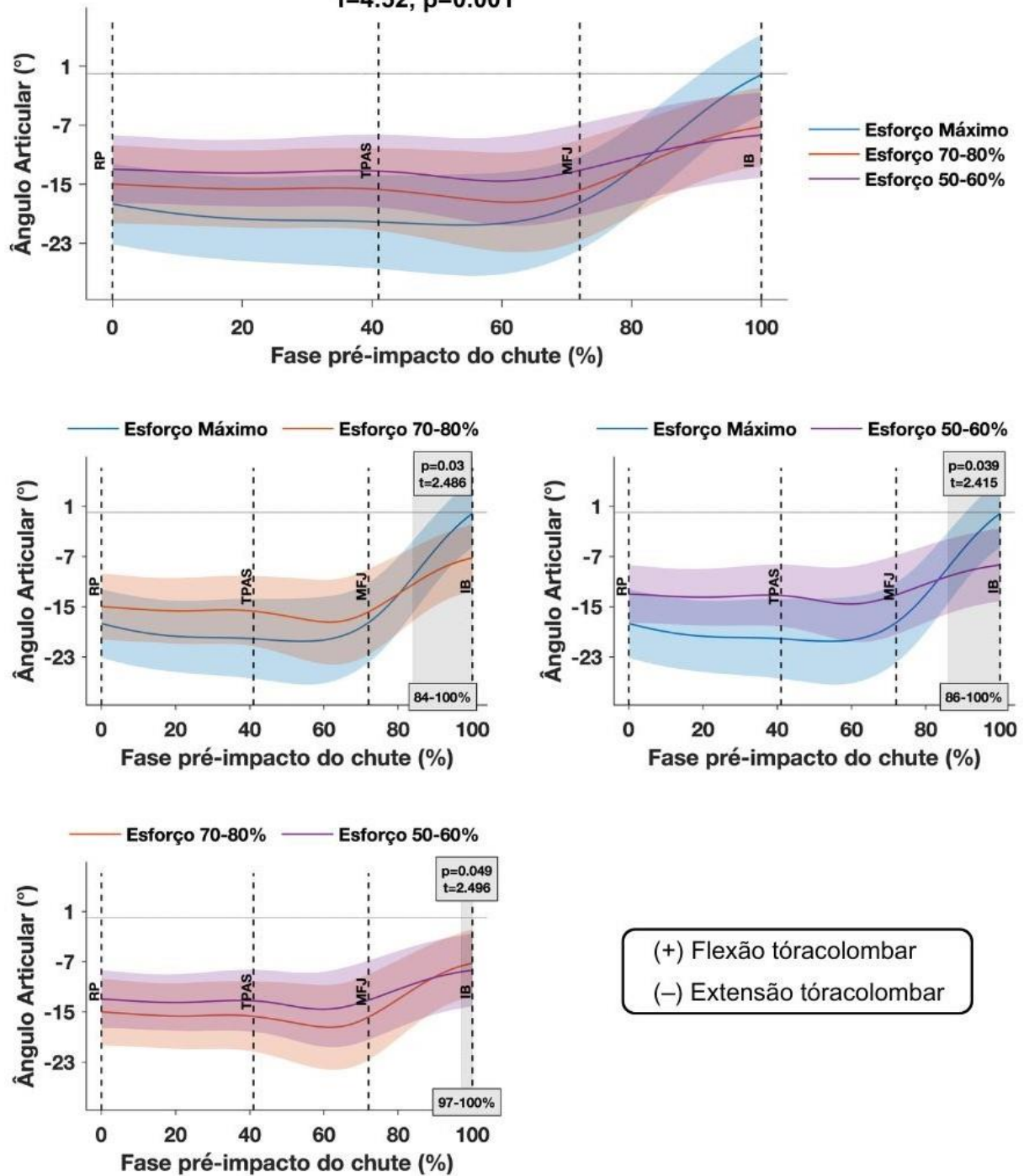
No plano sagital do tronco, com o aumento do esforço, a toracolombar gerou mais energia entre o final da fase de preparação e o início da fase de aceleração (~63-87%) (Fig. 3C), adicionando mais energia ao tórax (~68-86%) e à lombar (~70-86%) (Fig. 3D e 3E). Observou-se também adição de energia à lombar entre ~40-70% e ~93-100% do ciclo nos chutes máximos, enquanto nos submáximos houve retirada de energia nesses intervalos (Fig. 3E). A lombopélvica, por sua vez, gerou mais energia no início da fase aérea (~0-15%) (Fig. 5C), adicionando mais energia à lombar (~0-15%), com o aumento do esforço (Fig. 5D). Além disso, houve adição de energia à pelve entre ~28-65% do ciclo nos chutes máximos, enquanto nos submáximos houve retirada de energia nesse intervalo (Fig. 5E). No plano transversal, com o aumento do esforço, a toracolombar e a lombopélvica geraram mais energia do final da fase aérea até a fase de aceleração (~42-88% e ~30-70%, respectivamente) (Fig. 4C e 6C). Na toracolombar, houve adição de energia à lombar entre ~0-89% do ciclo (Fig. 4E), enquanto na lombopélvica houve adição de energia à pelve entre ~0-93% do ciclo (Fig. 6E), à medida que o esforço aumentou.

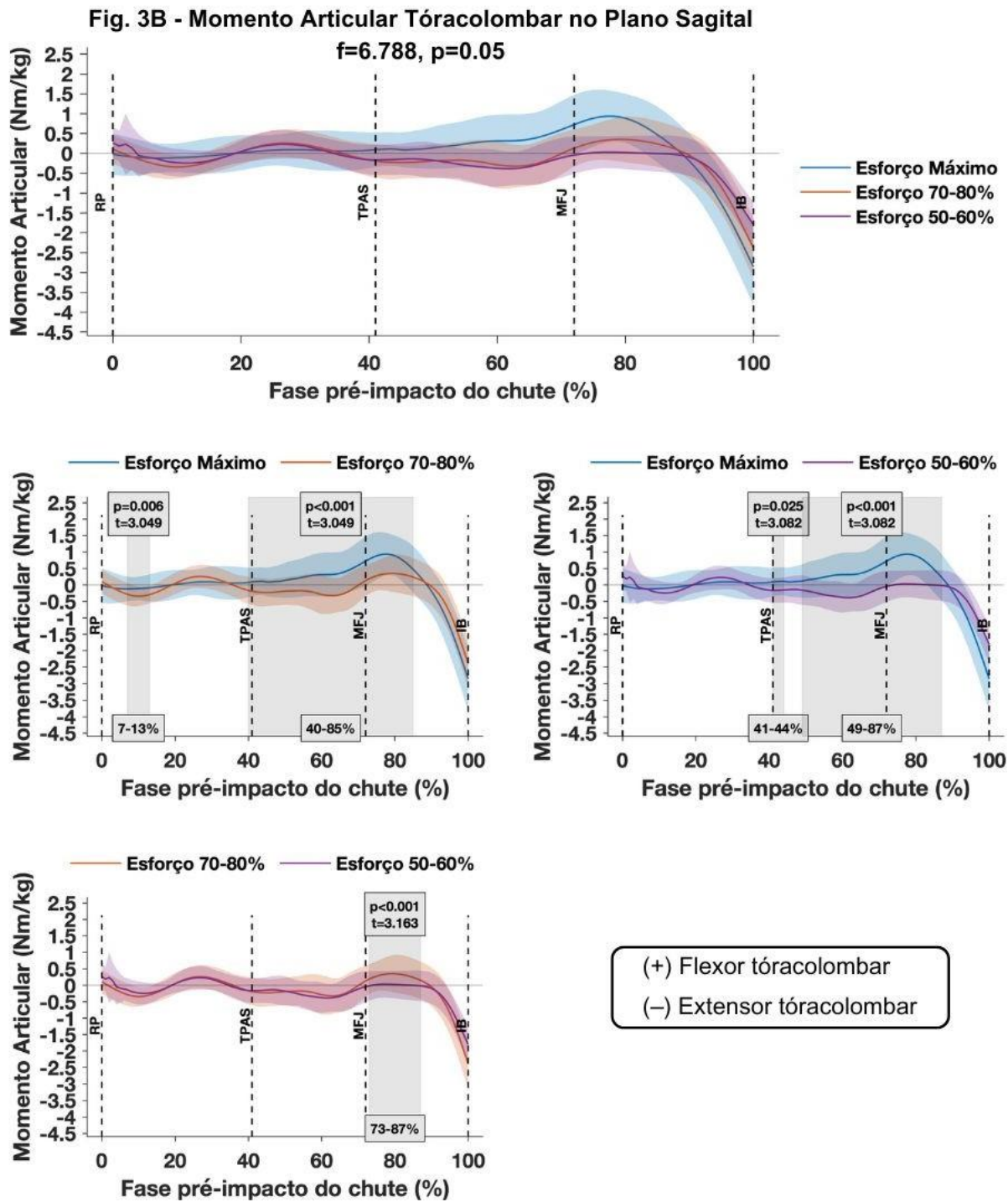
No plano sagital do quadril de apoio, com o aumento do esforço, observou-se maior geração de energia ao longo do ciclo (~17-91%) (Fig. 7C), com maior adição de energia à pelve (~6-91%) e à coxa (~15-69% e ~77-87% nos chutes máximos; ~15-35% e ~77-87% nos submáximos) (Fig. 7D e 7E). No plano transversal, observou-se maior geração de energia no início da fase aérea (~0-12%) e próximo à aterrissagem (~27-50%) com o aumento do esforço (Fig. 8C). A pelve recebeu mais energia próximo à aterrissagem (~28-55%) (Fig. 8D), enquanto na coxa isso ocorreu no início da fase aérea (~0-15%) e durante parte da fase de apoio (~60-86%) (Fig. 8E).

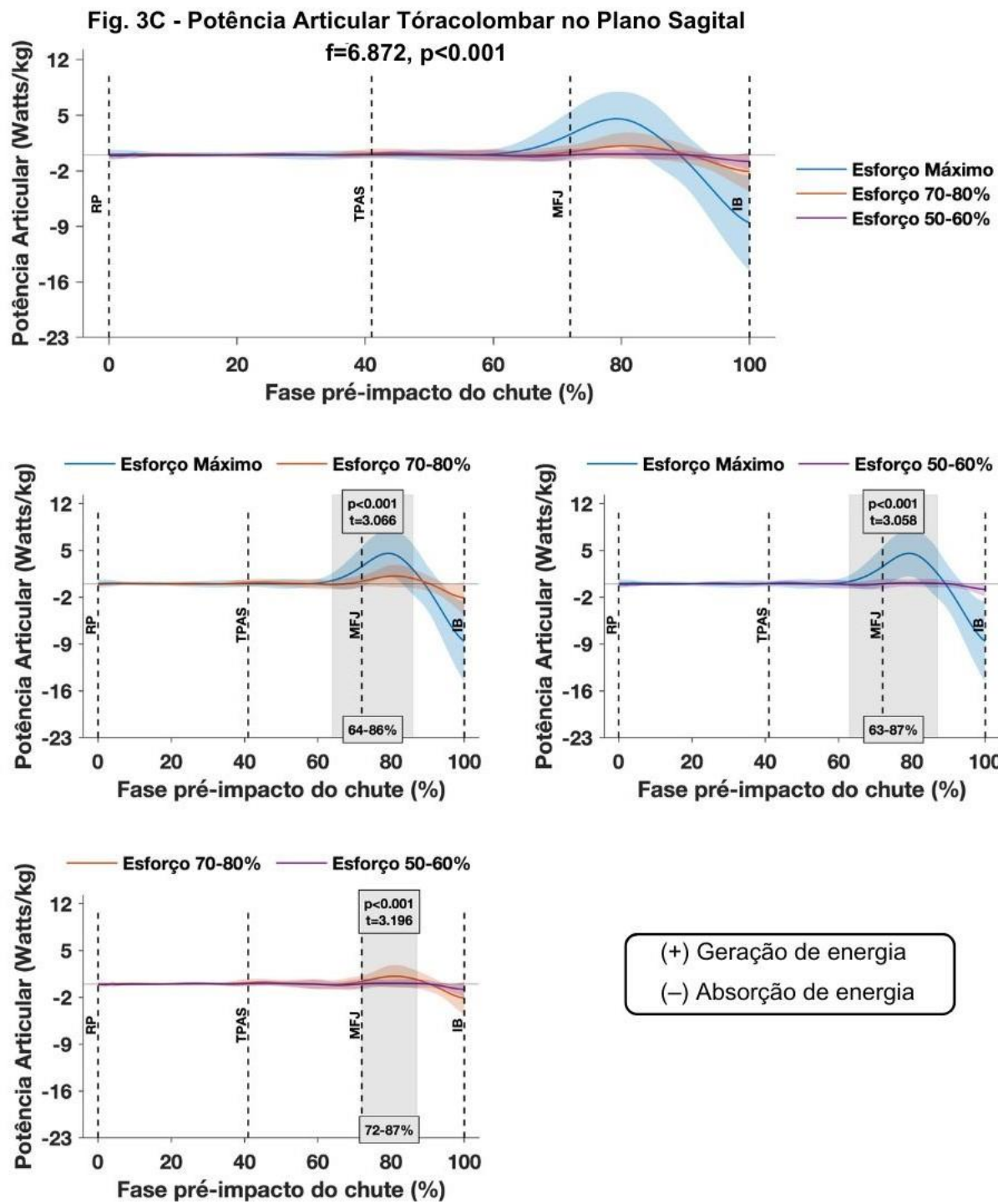
No membro de chute, com o aumento do esforço, observou-se maior geração de energia no quadril entre ~45-93% do ciclo (Fig. 9C), com maior adição de energia à coxa (~34-94%) (Fig. 9E) e menor absorção de energia no quadril próximo ao impacto (~96-100%) (Fig. 9C), acompanhada por uma maior adição de energia à pelve nesse mesmo intervalo (Fig. 9D). No joelho, observou-se maior geração de energia no início da fase aérea (~0-15%) e na fase de aceleração (~76-90%) (Fig. 10C), com maior adição de energia à perna (~0-16% e ~66-91%), à medida que o esforço aumentou (Fig. 10E). Próximo ao impacto (~89-100%), houve maior transferência de energia à coxa com o aumento do esforço (Fig. 10D).

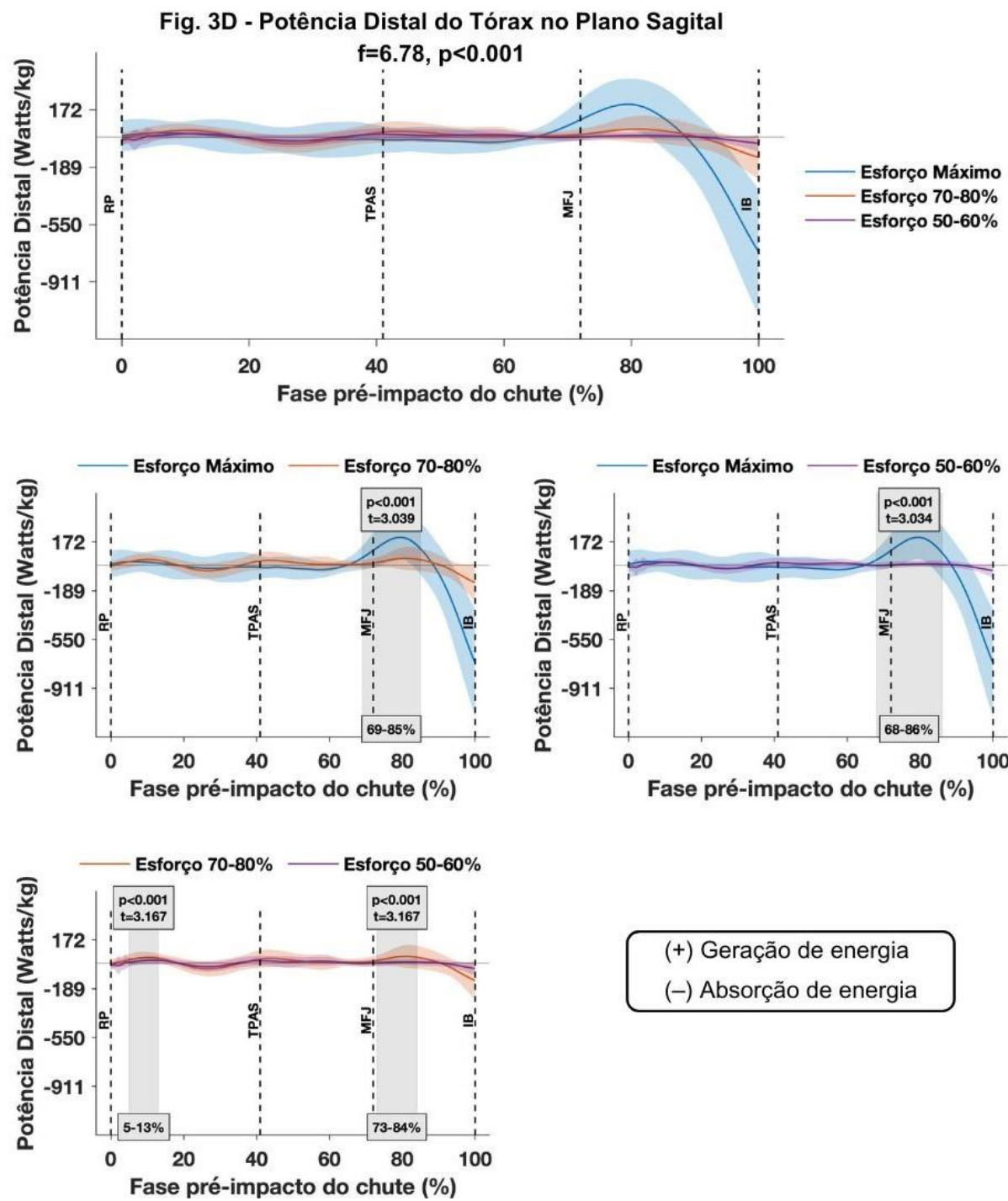
Fig. 3. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais do tórax (D) e potências proximais da lombar (E) da articulação tóracolombar no plano sagital, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.

Fig. 3A - Ângulo Articular Tóracolumbar no Plano Sagital

 $f=4.52, p=0.001$ 







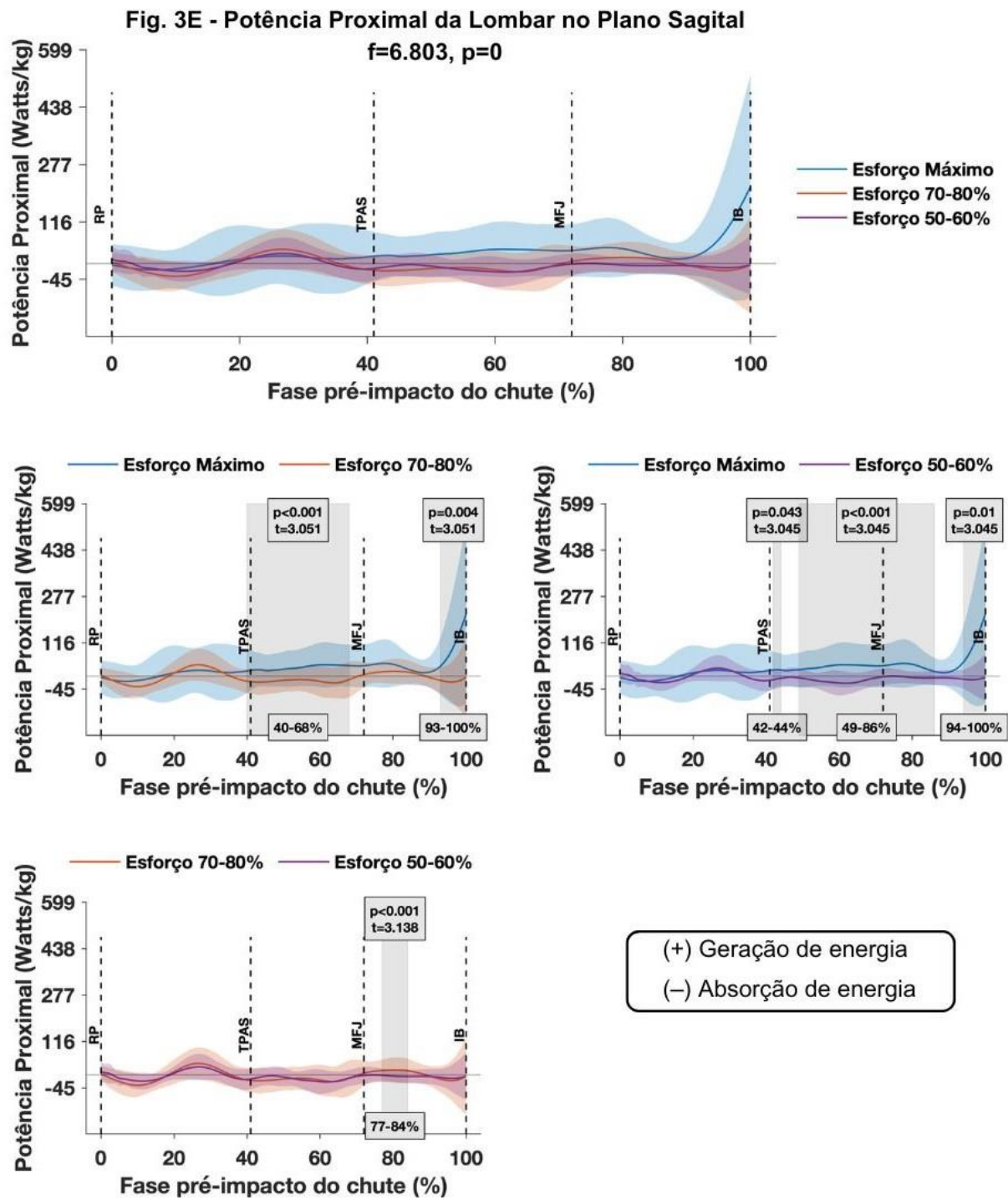
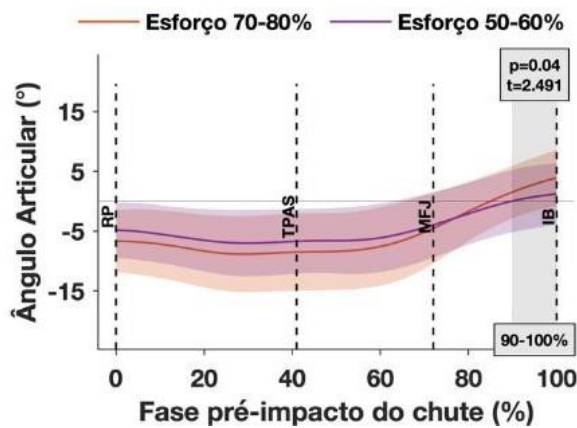
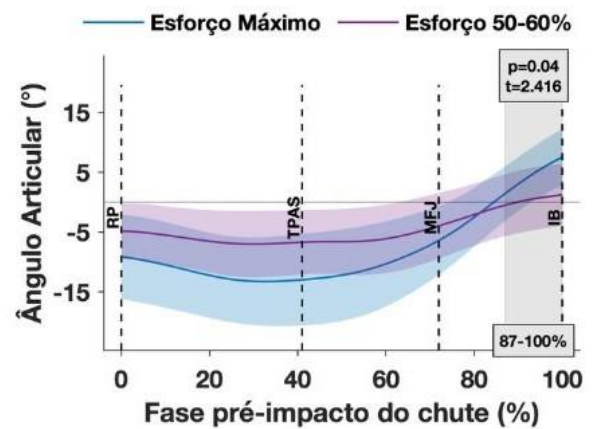
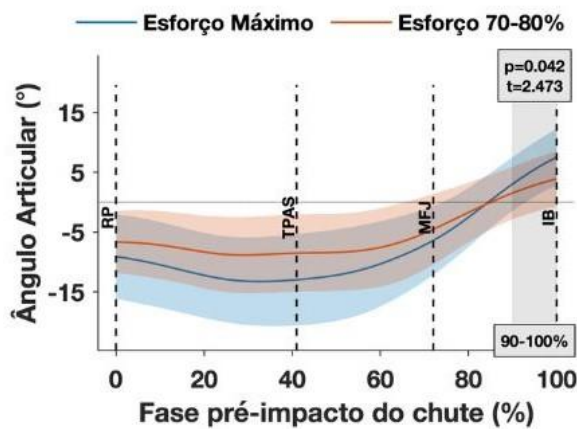
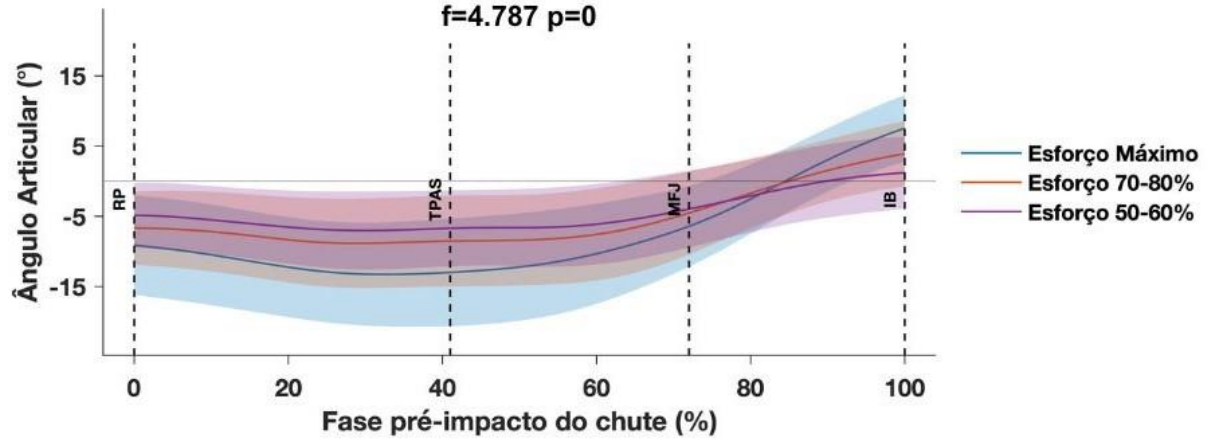


Fig. 4. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais do tórax (D) e potências proximais da lombar (E) da articulação tóracolombar no plano transversal, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.

Fig. 4A - Ângulo Articular Tóracolombar no Plano Transverso

f=4.787 p=0

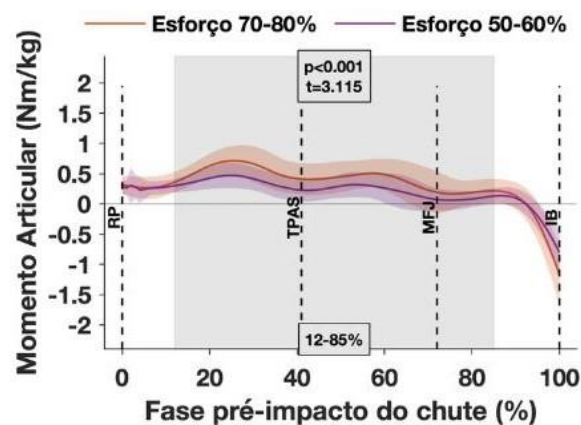
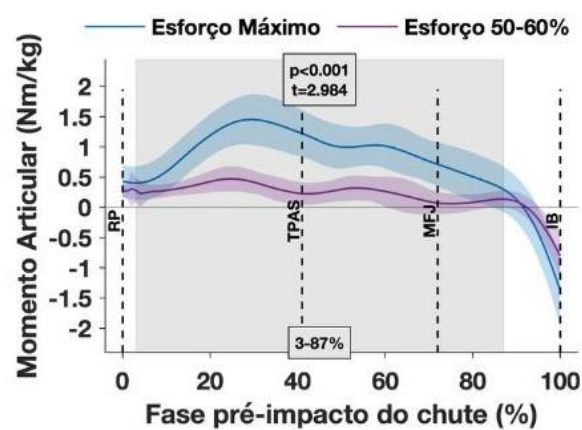
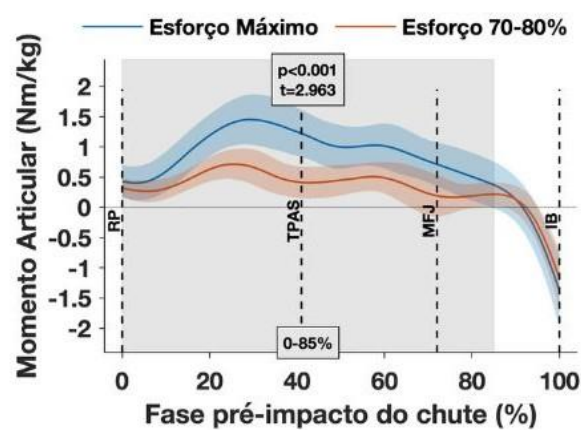
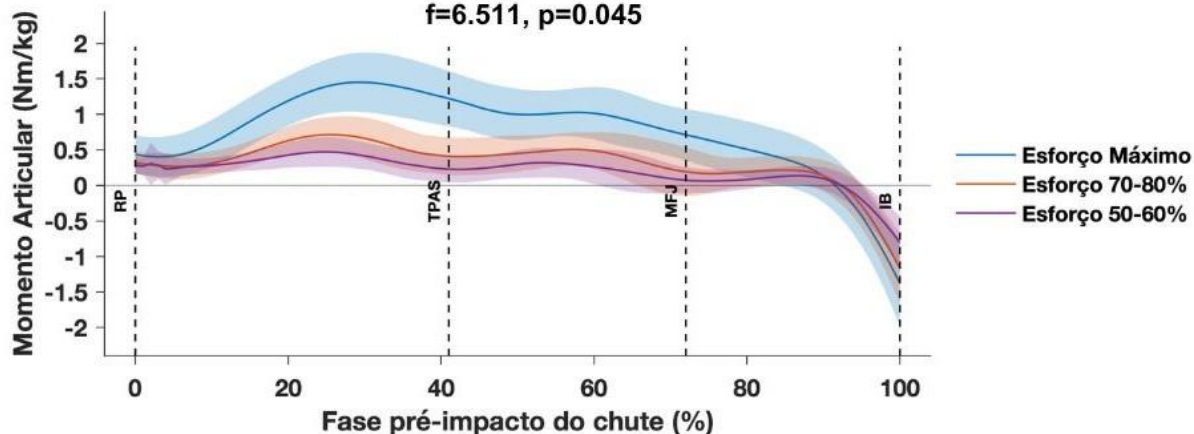


(+) Rotação para o lado de chute

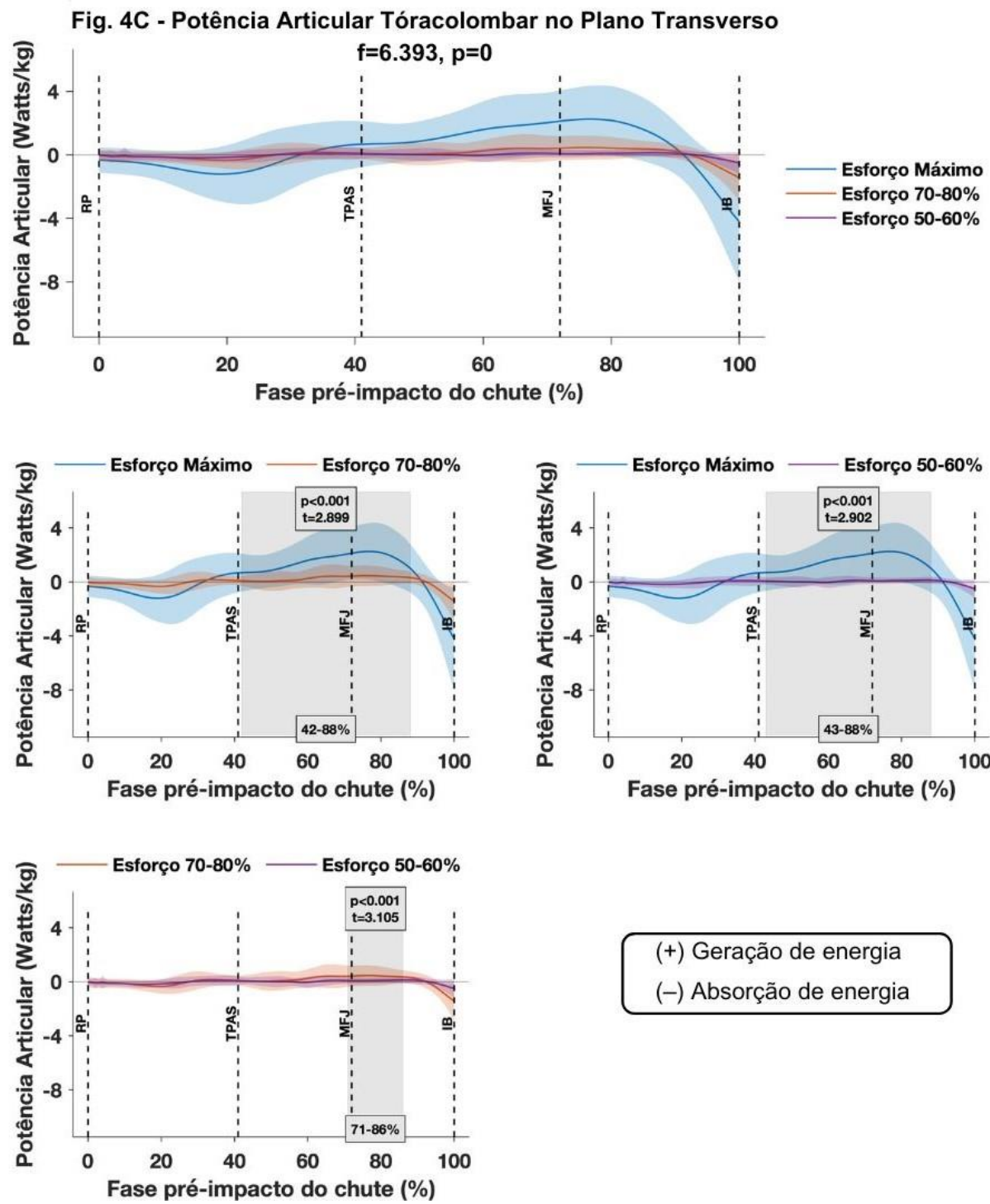
(-) Rotação para o lado oposto de chute

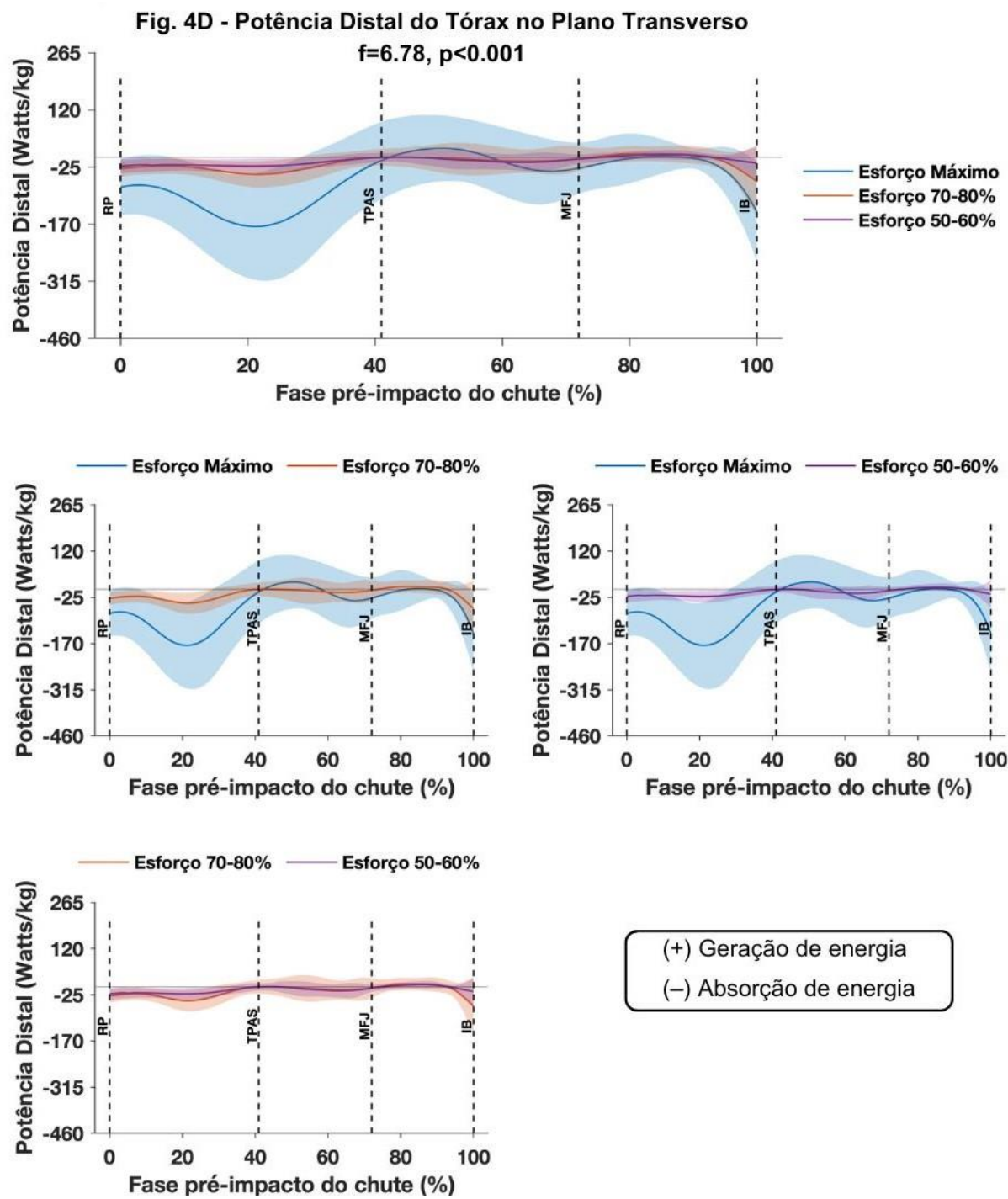
Fig. 4B - Momento Articular Tórcolombar no Plano Transverso

f=6.511, p=0.045



(+) Rotador para o lado de chute
 (-) Rotador para o lado oposto de chute





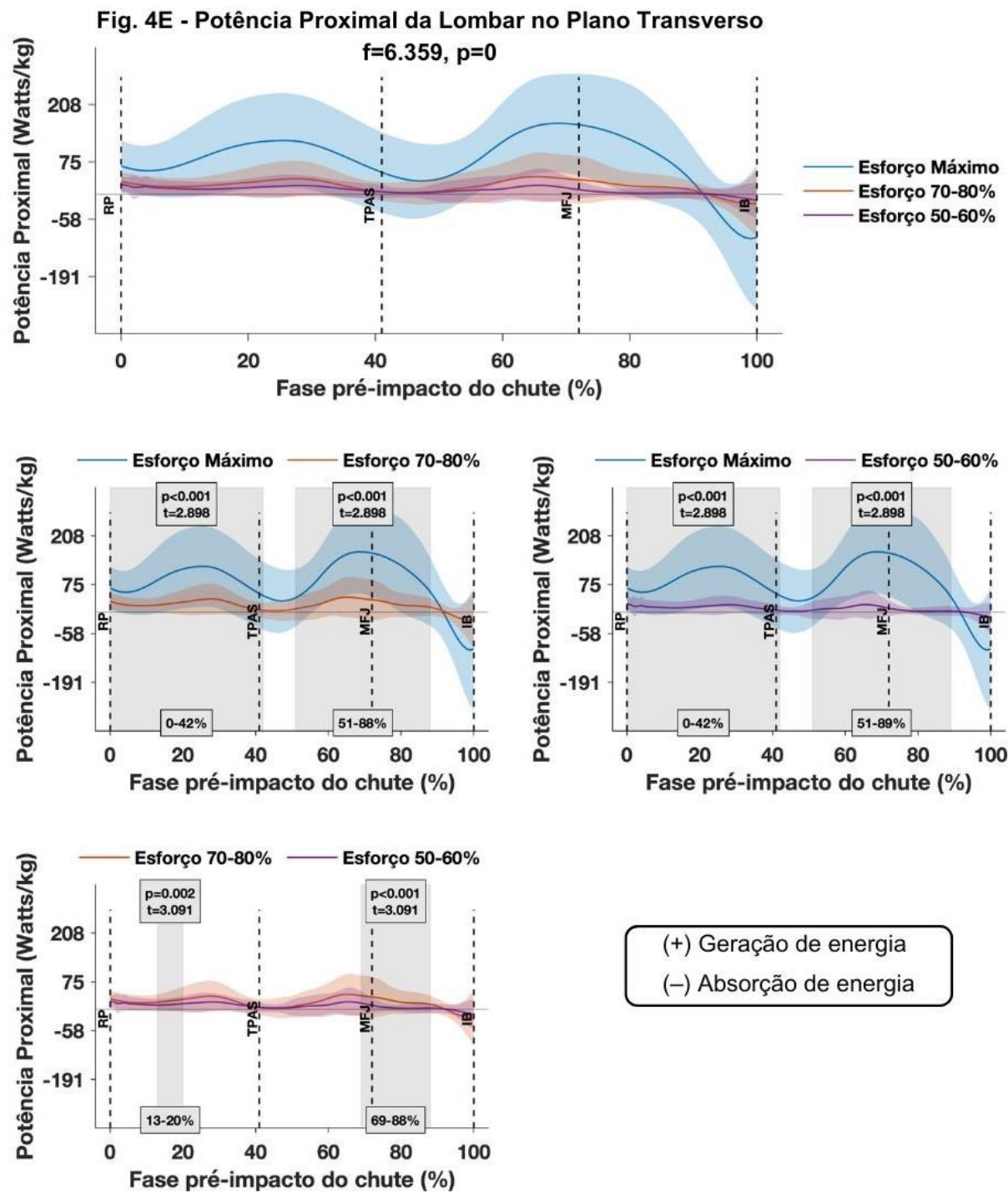
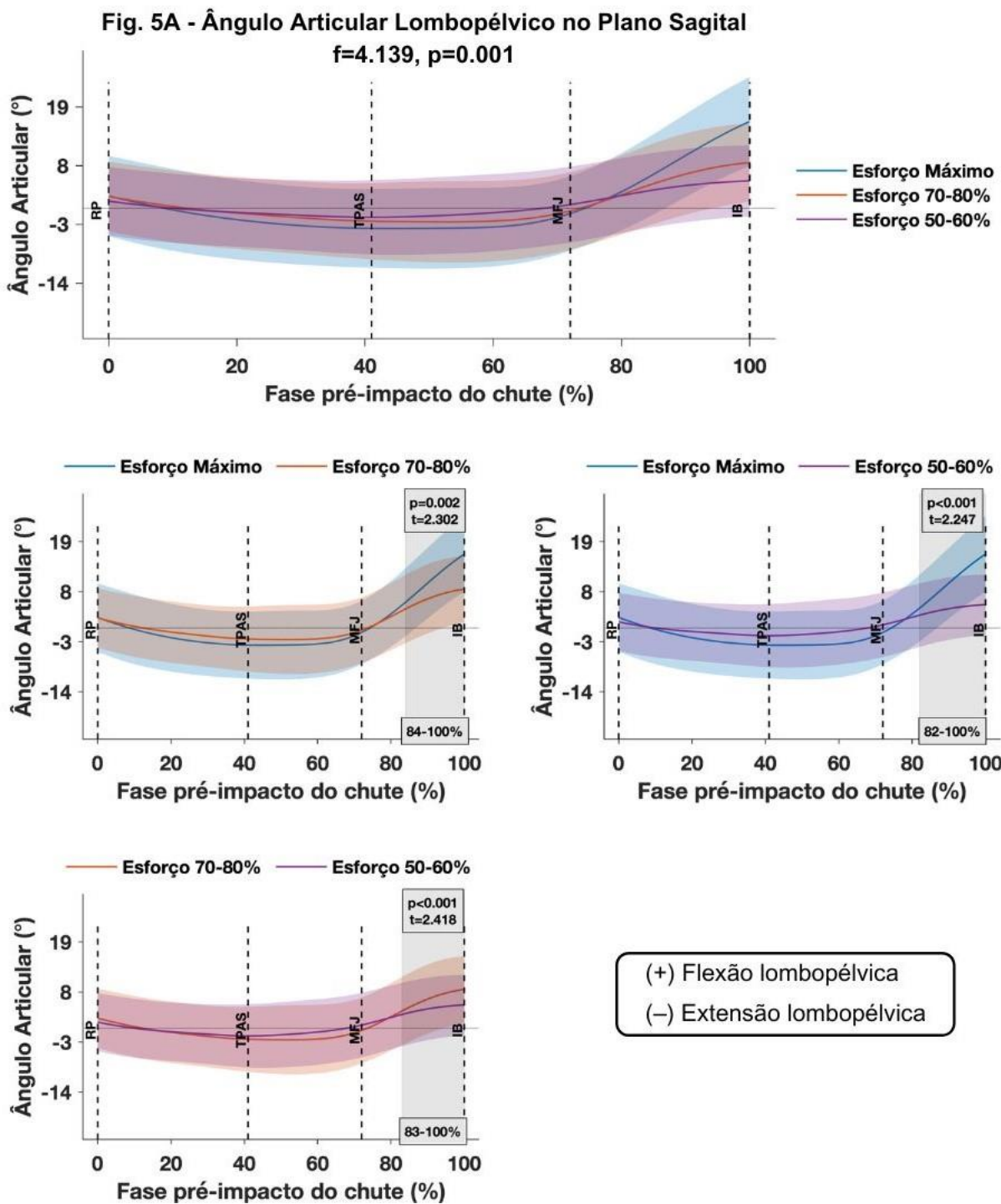
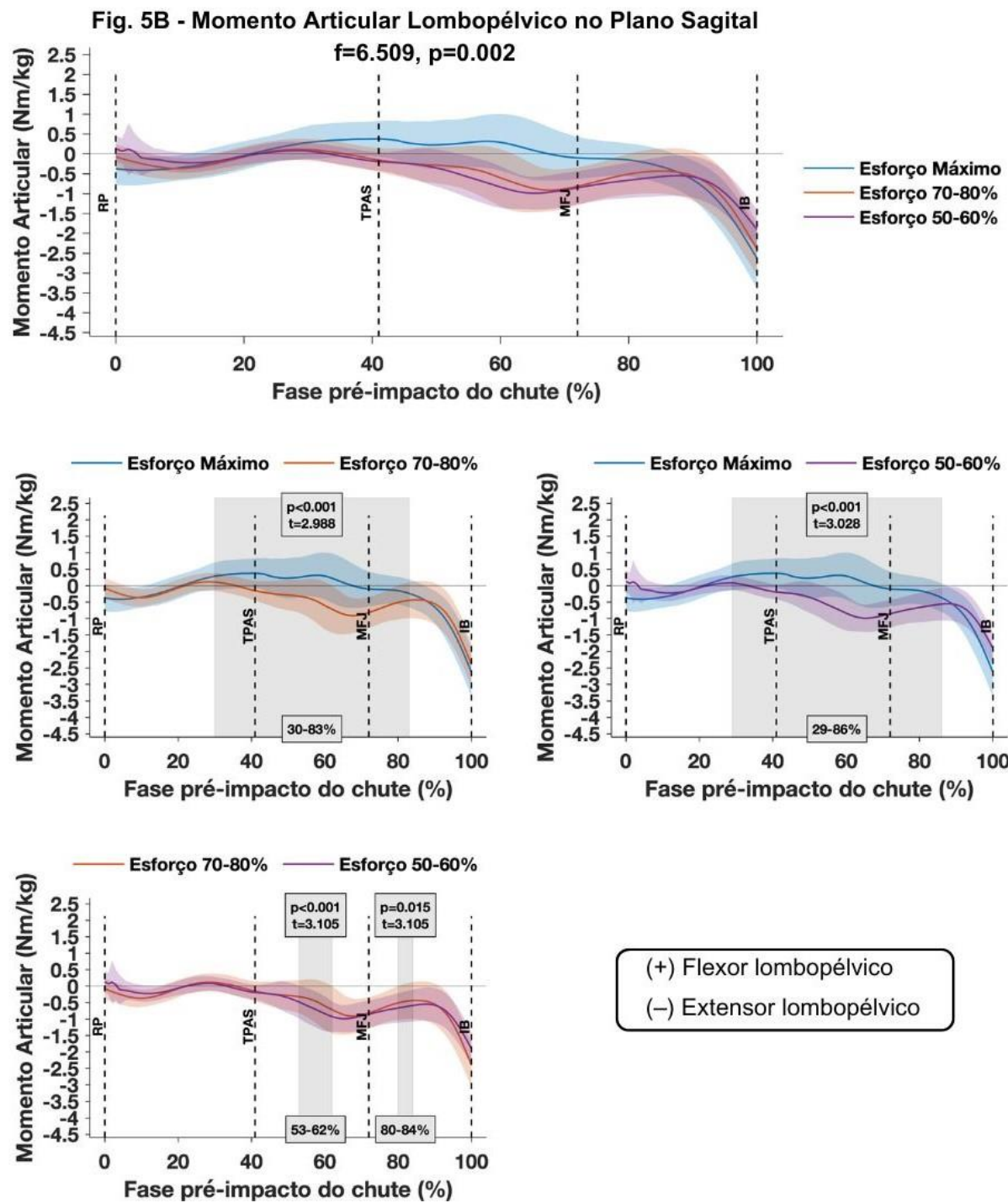
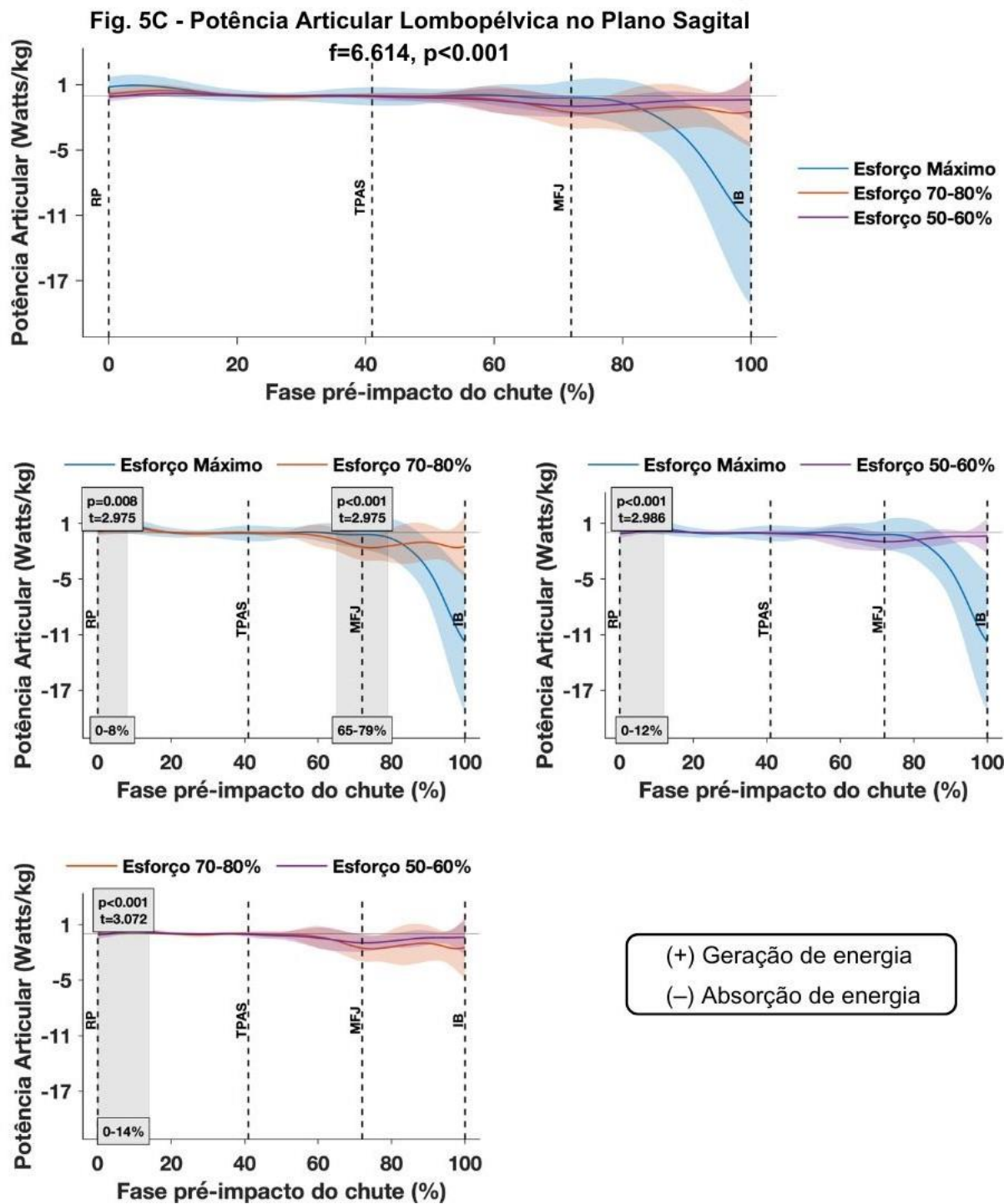
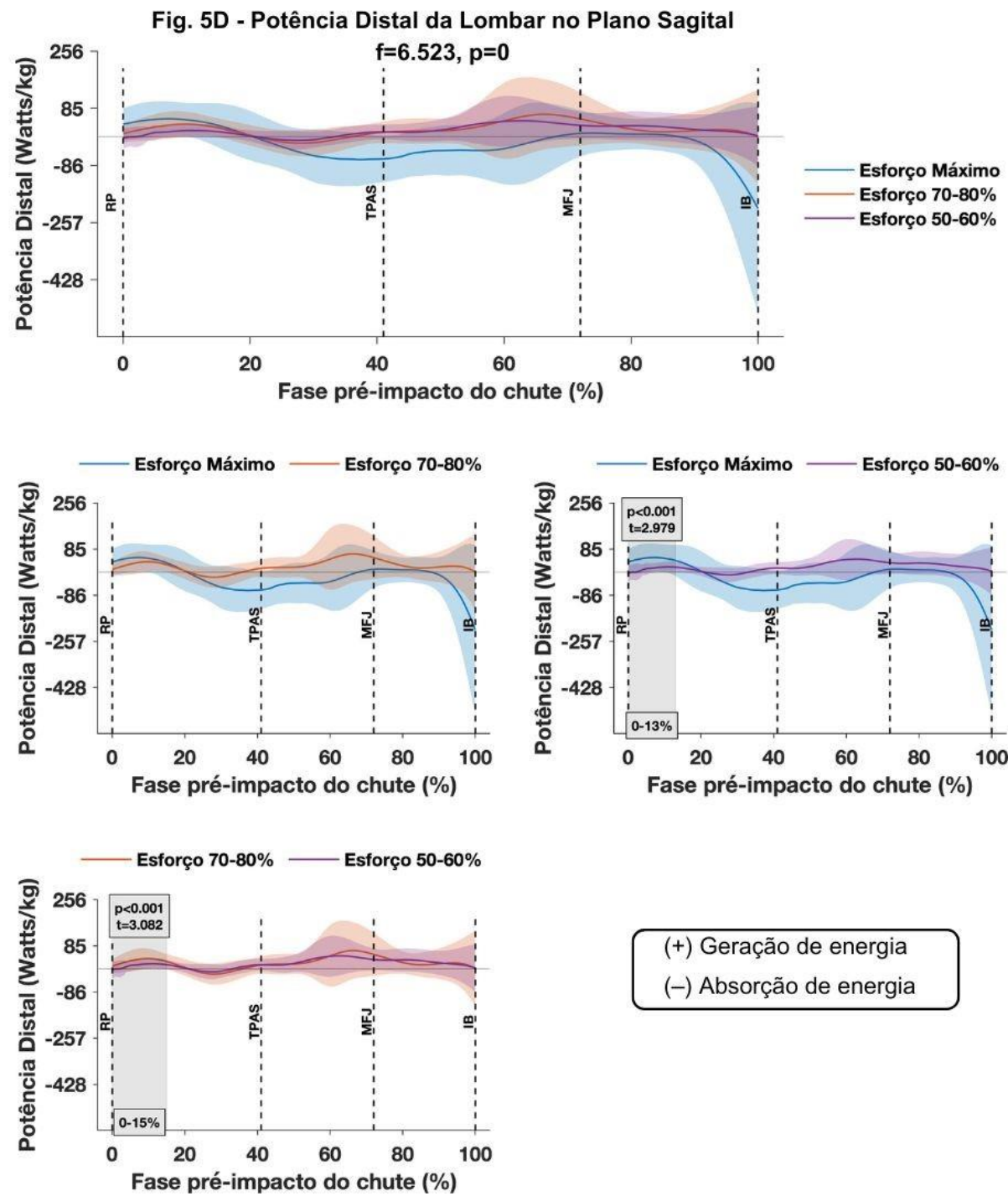


Fig. 5. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais da lombar (D) e potências proximais da pelve (E) da articulação lombopélvica no plano sagital, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.









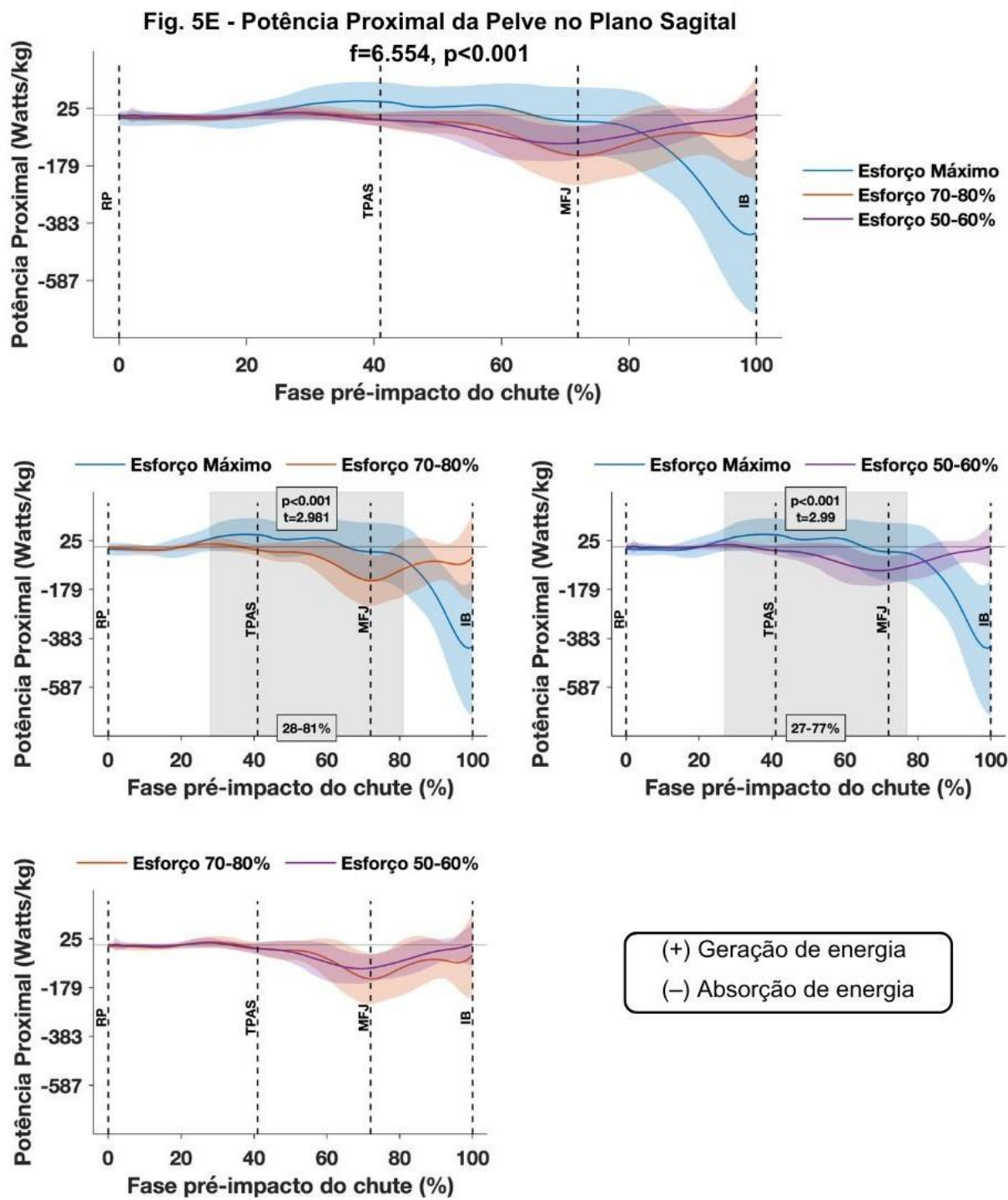
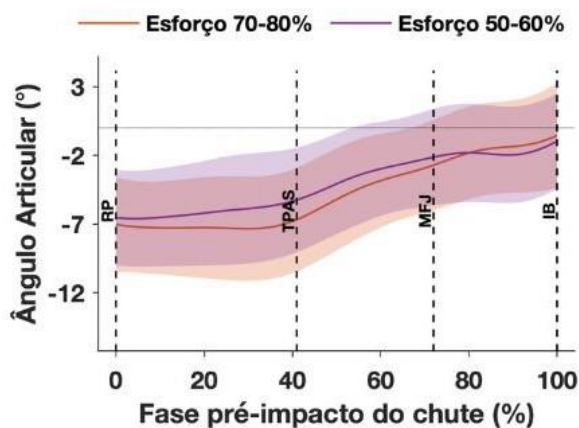
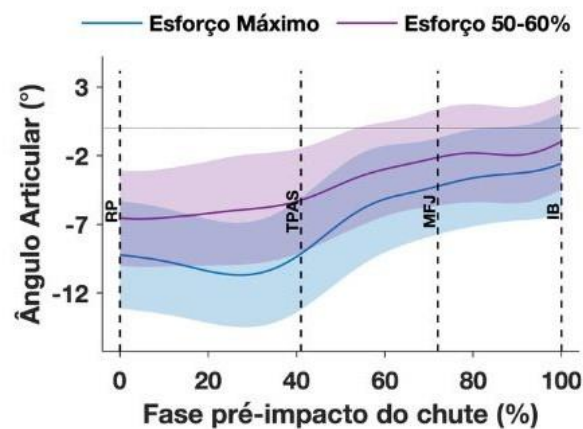
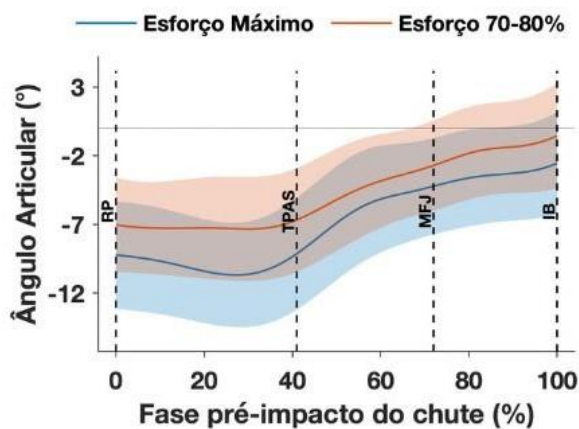
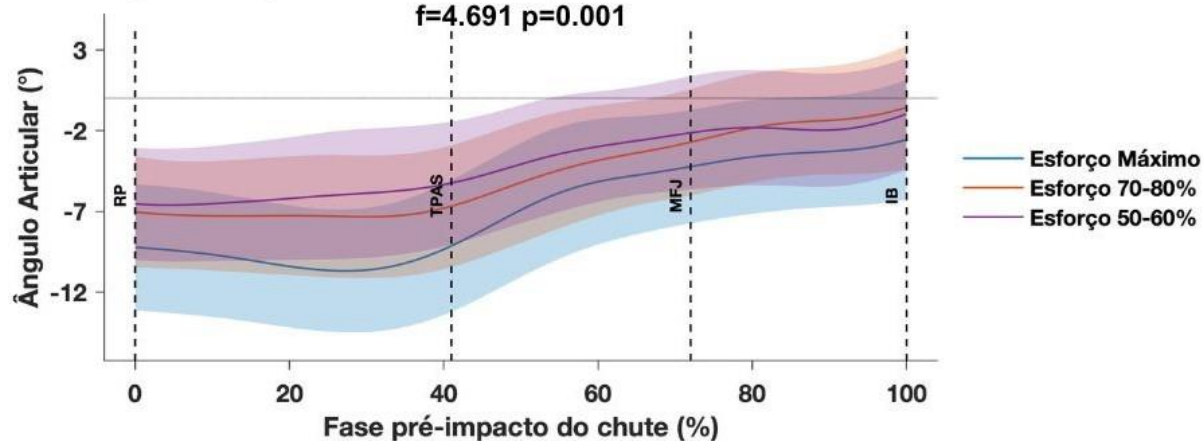


Fig. 6. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais da lombar (D) e potências proximais da pelve (E) da articulação lombopélvica no plano transversal, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE_t.

Fig. 6A - Ângulo Articular Lombopélvico no Plano Transverso

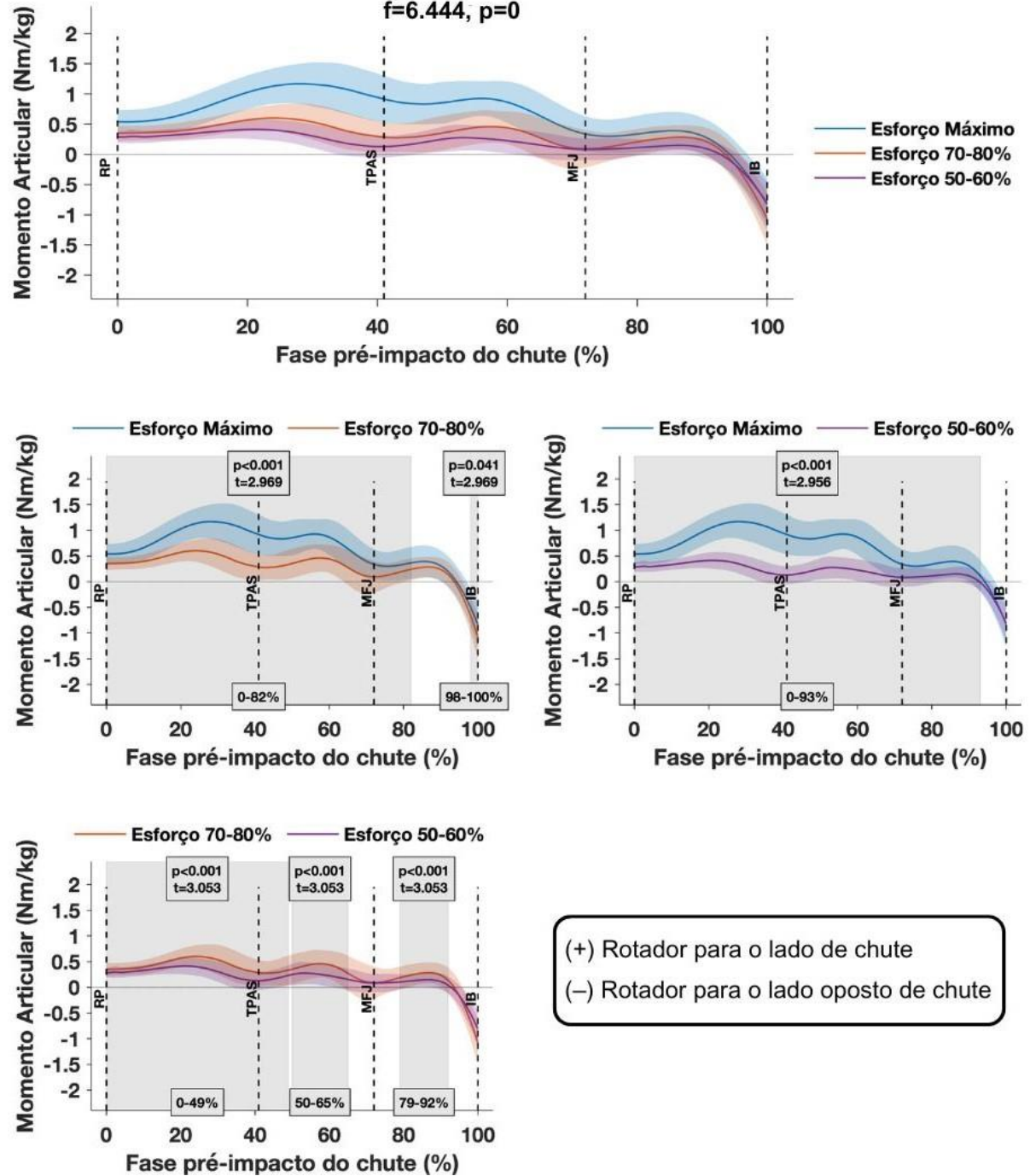
 $f=4.691$ $p=0.001$ 

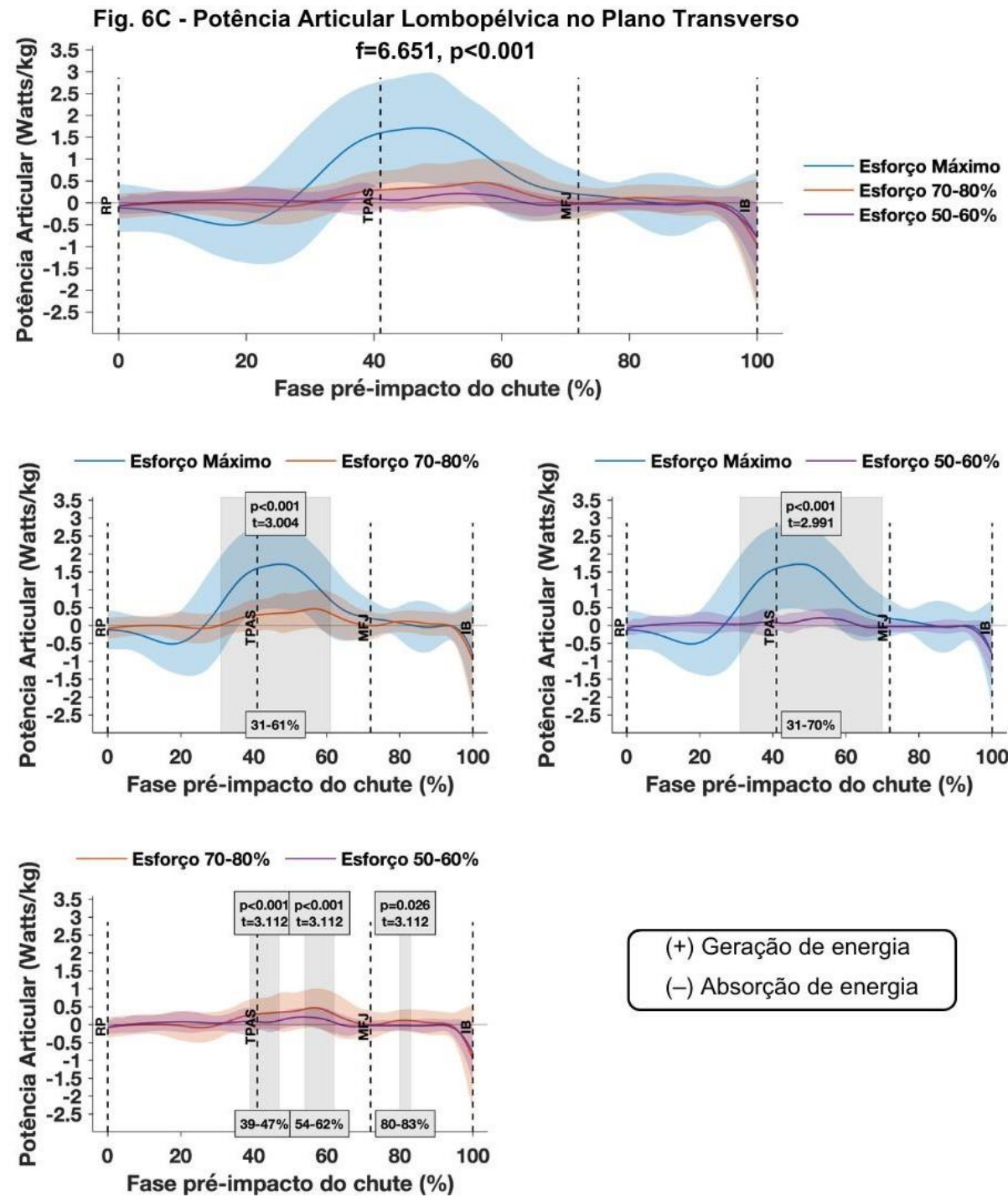
(+) Rotação para o lado de chute

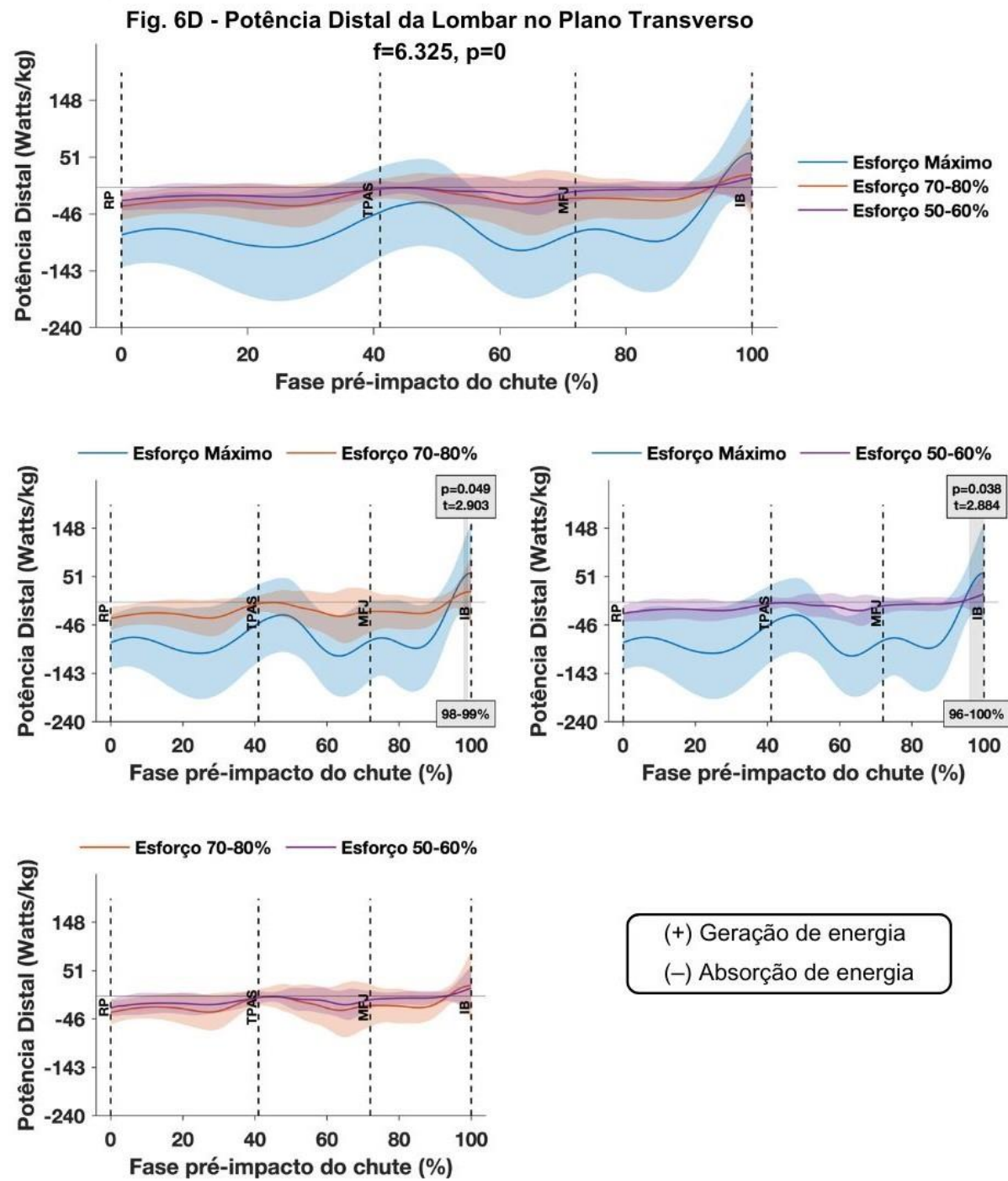
(-) Rotação para o lado oposto de chute

Fig. 6B - Momento Articular Lombopélvico no Plano Transverso

f=6.444, p=0







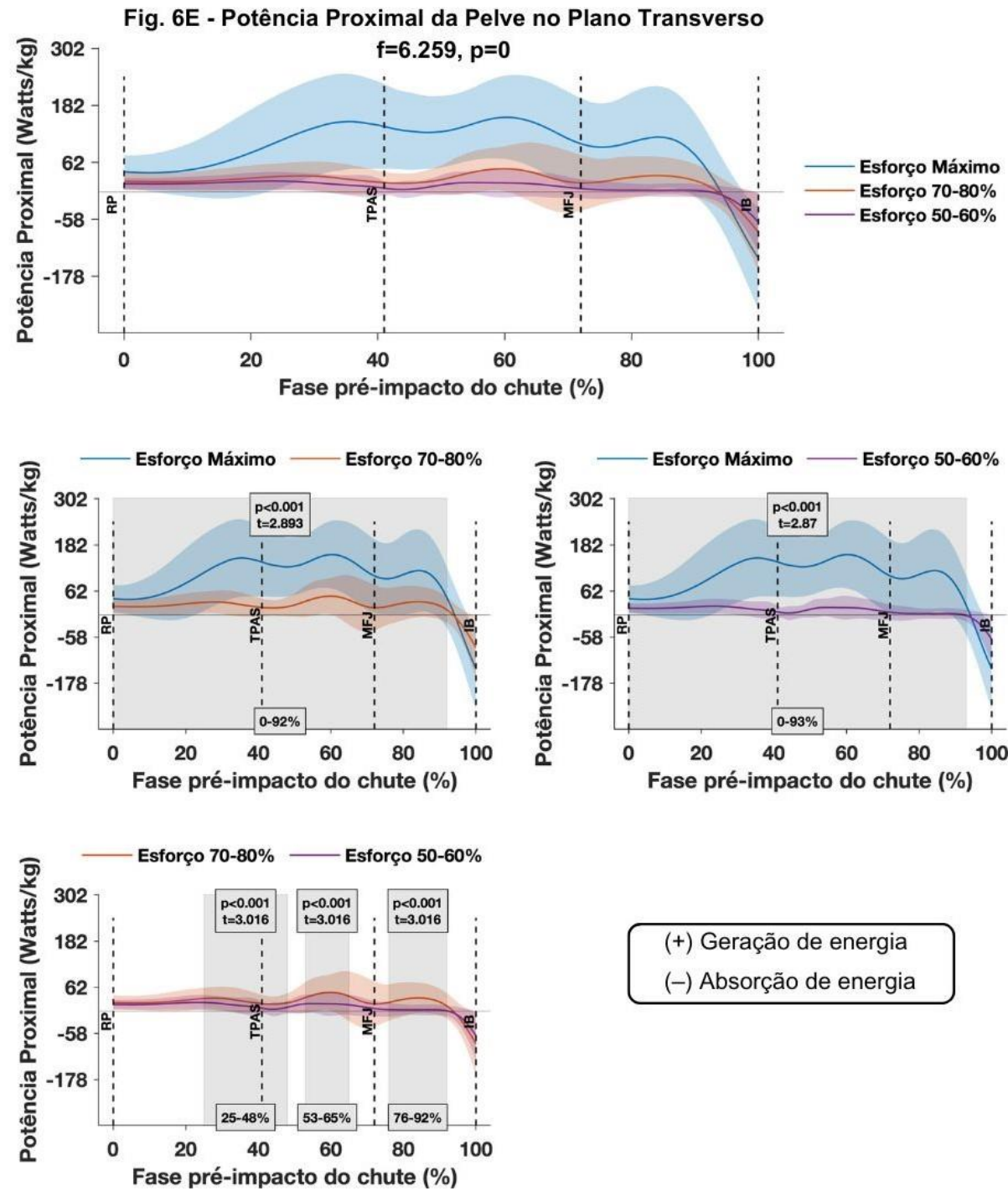


Fig. 7. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais da pelve de apoio (i.e. à esquerda) (D) e potências proximais da coxa de apoio (E) da articulação do quadril de apoio no plano sagital, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.

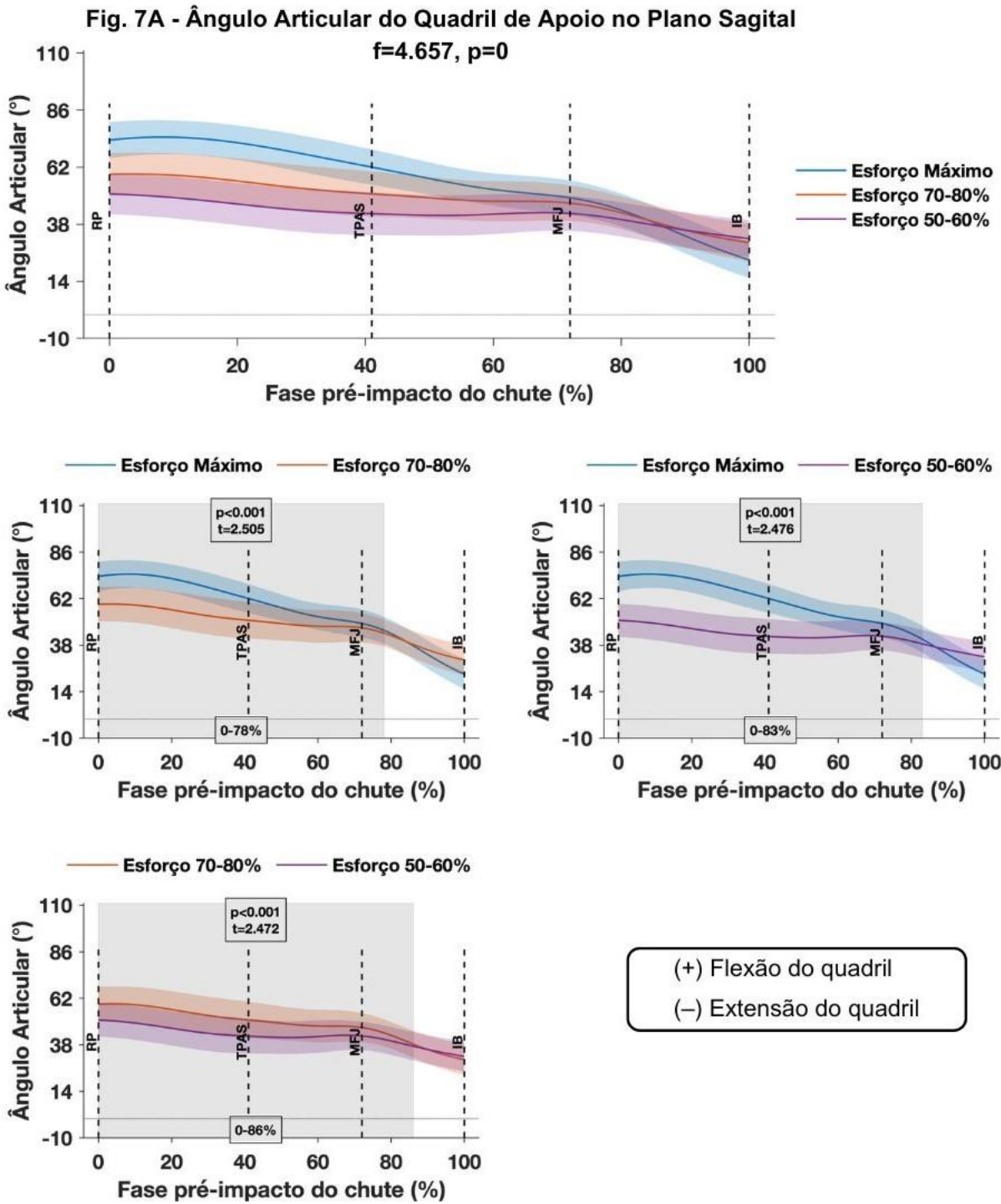
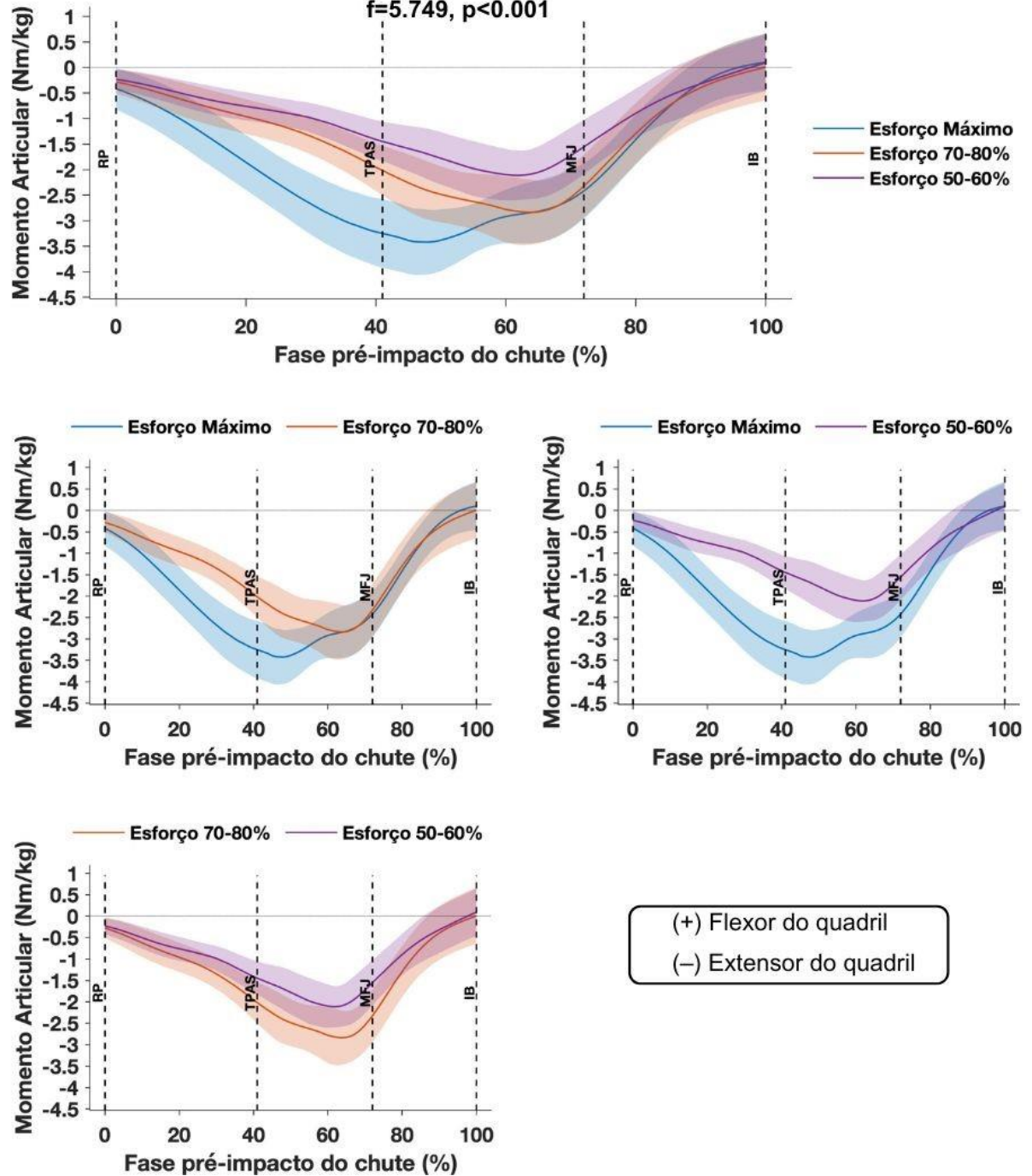
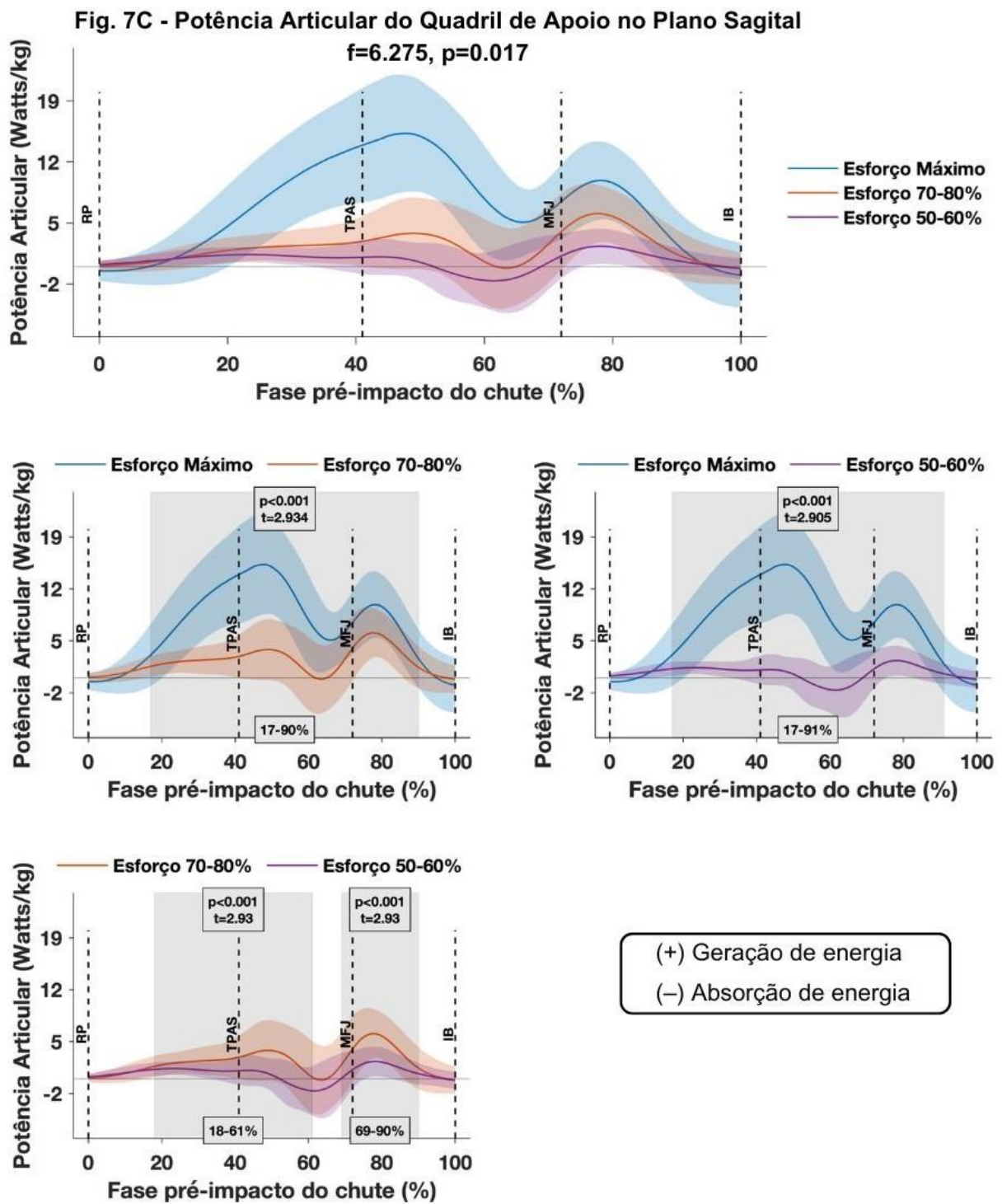
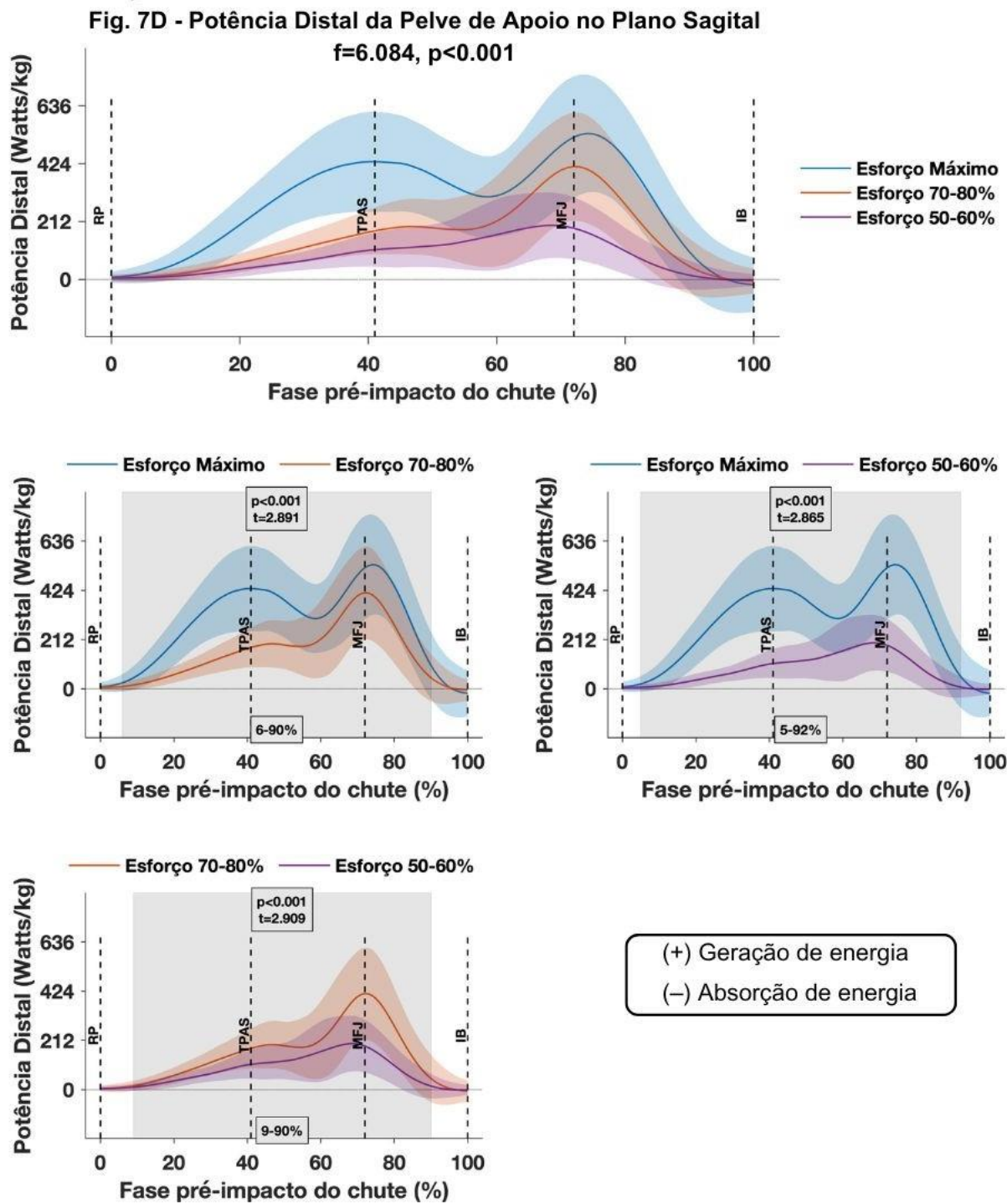


Fig. 7B - Momento Articular do Quadril de Apoio no Plano Sagital

f=5.749, p<0.001







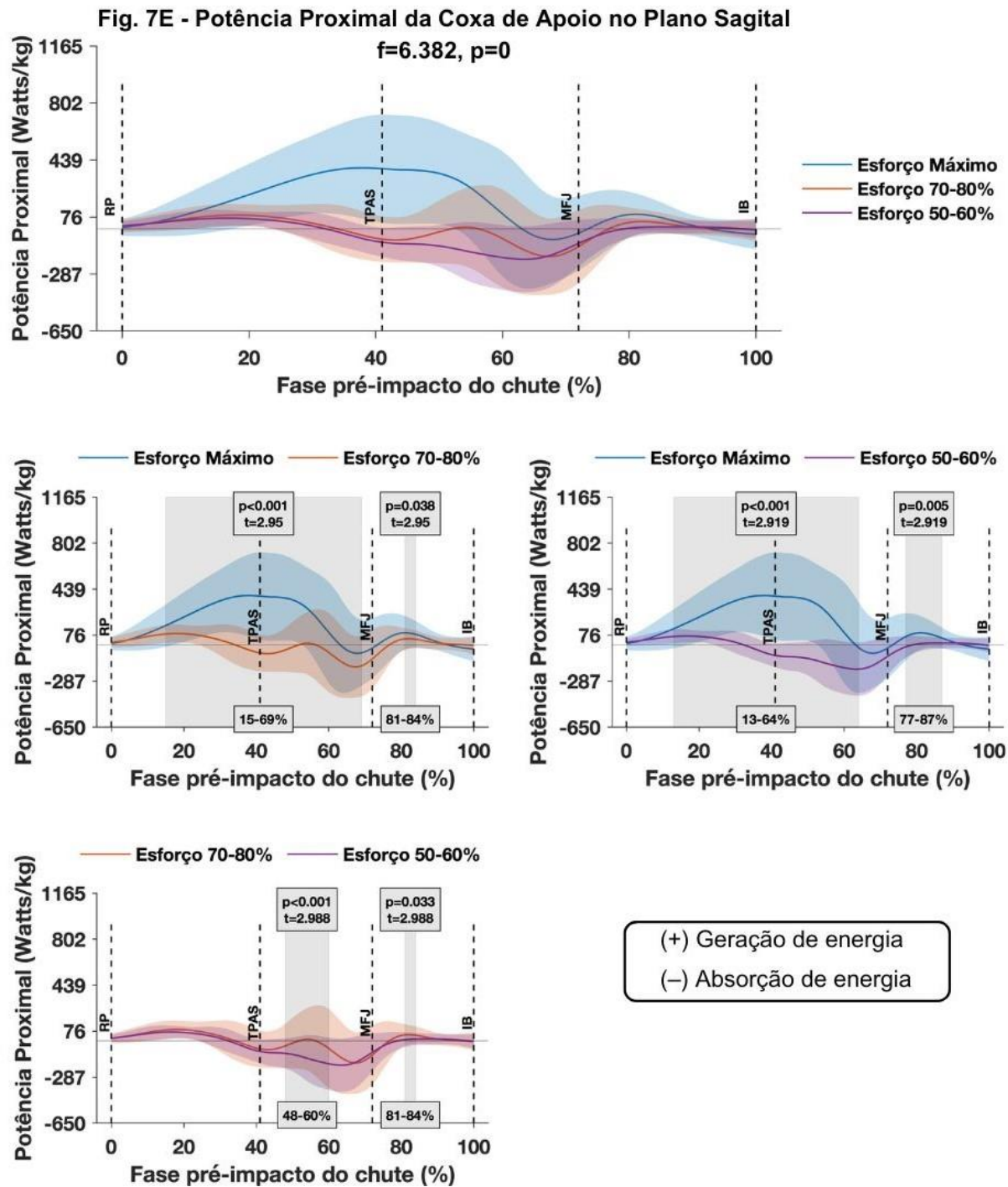
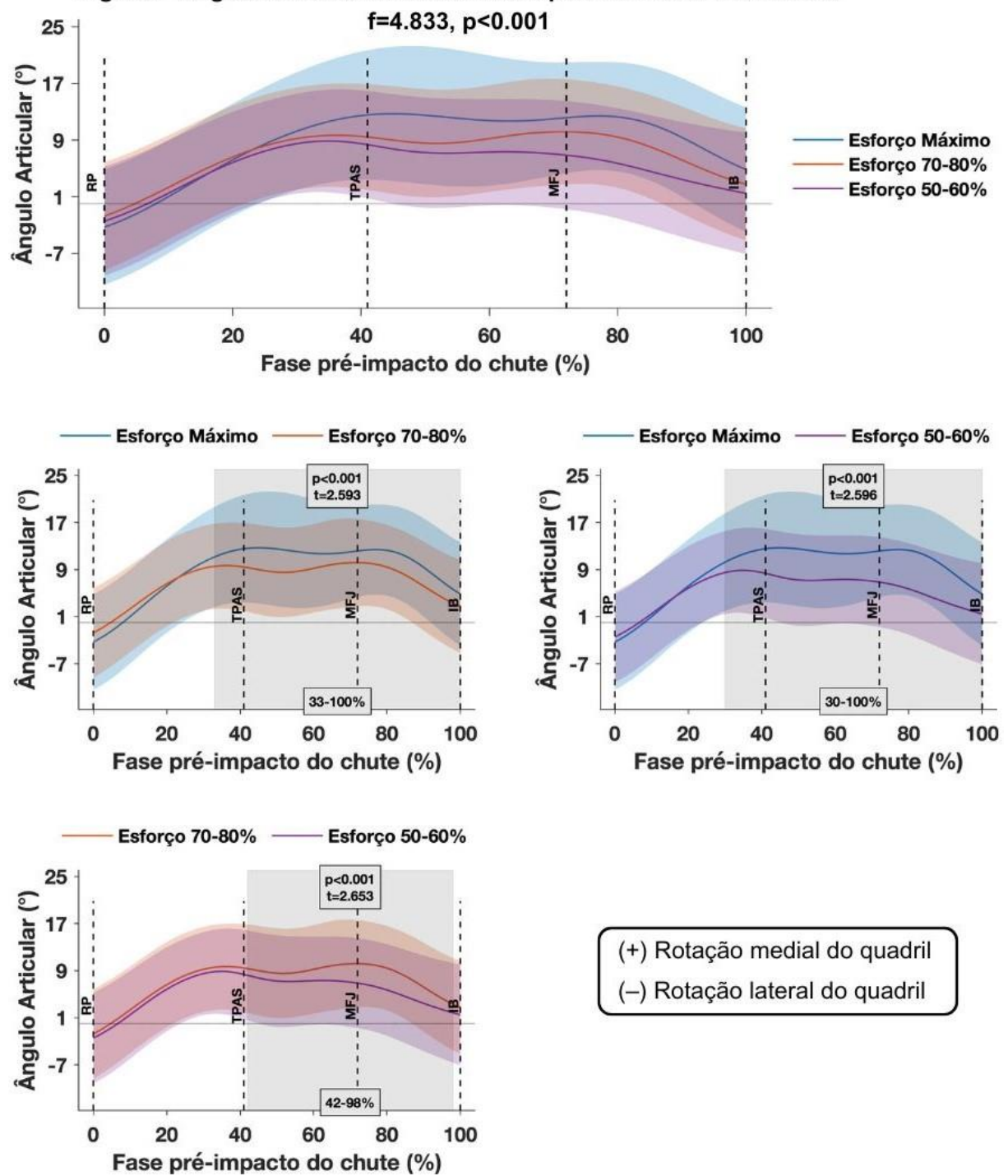
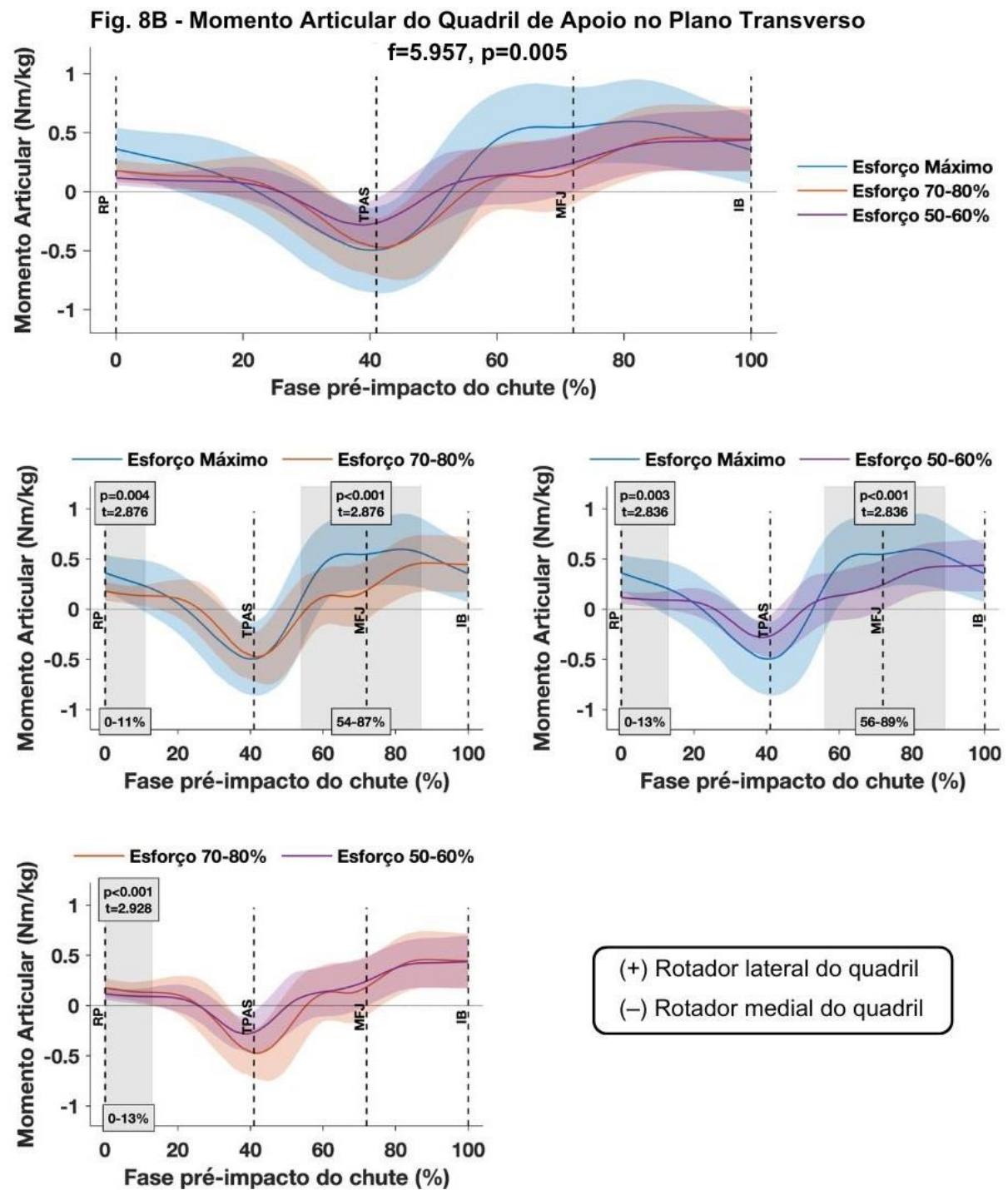
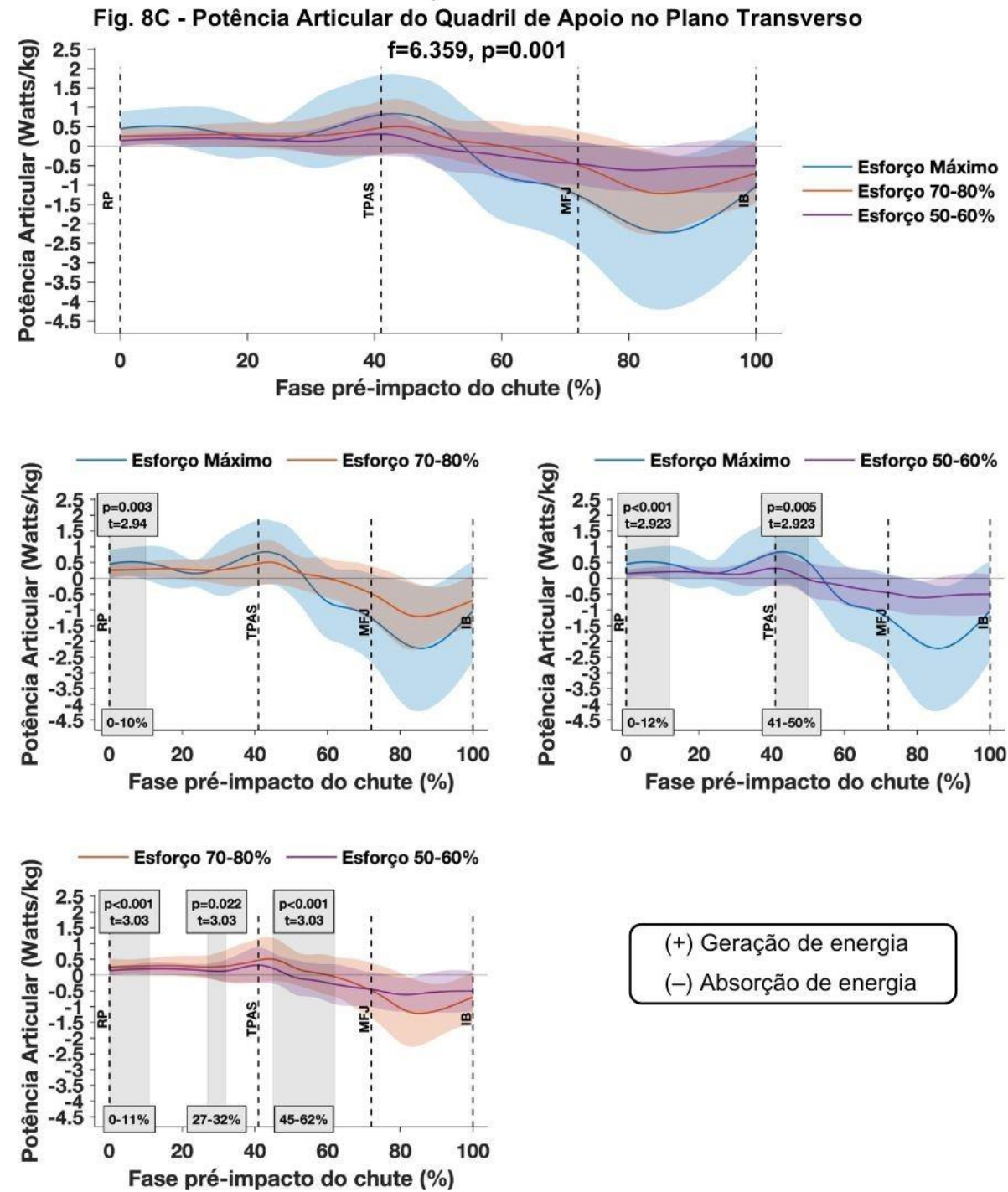


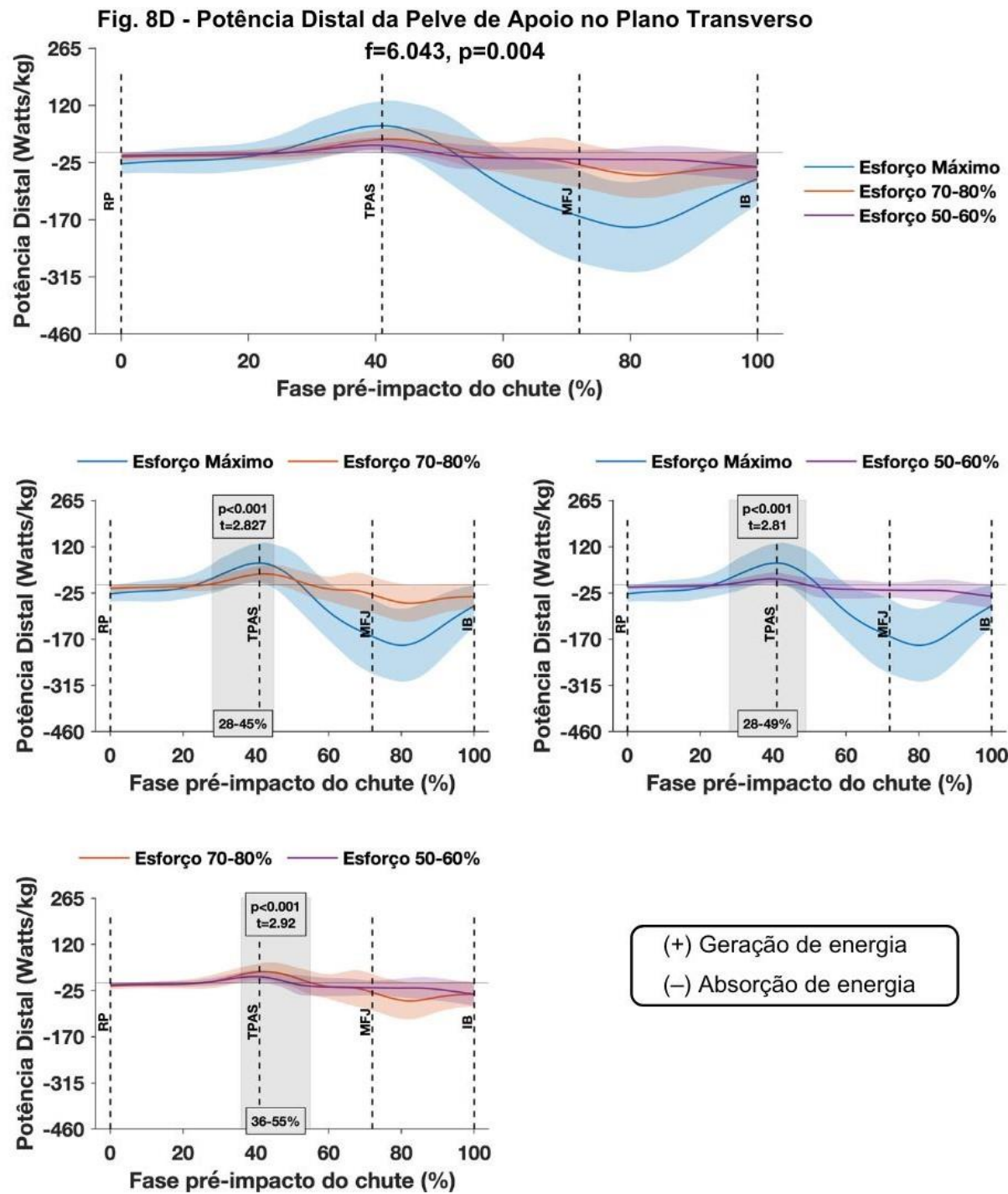
Fig. 8. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais da pelve de apoio (i.e. à esquerda) (D) e potências proximais da coxa de apoio (E) da articulação do quadril de apoio no plano transversal, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.

Fig. 8A - Ângulo Articular do Quadril de Apoio no Plano Transverso









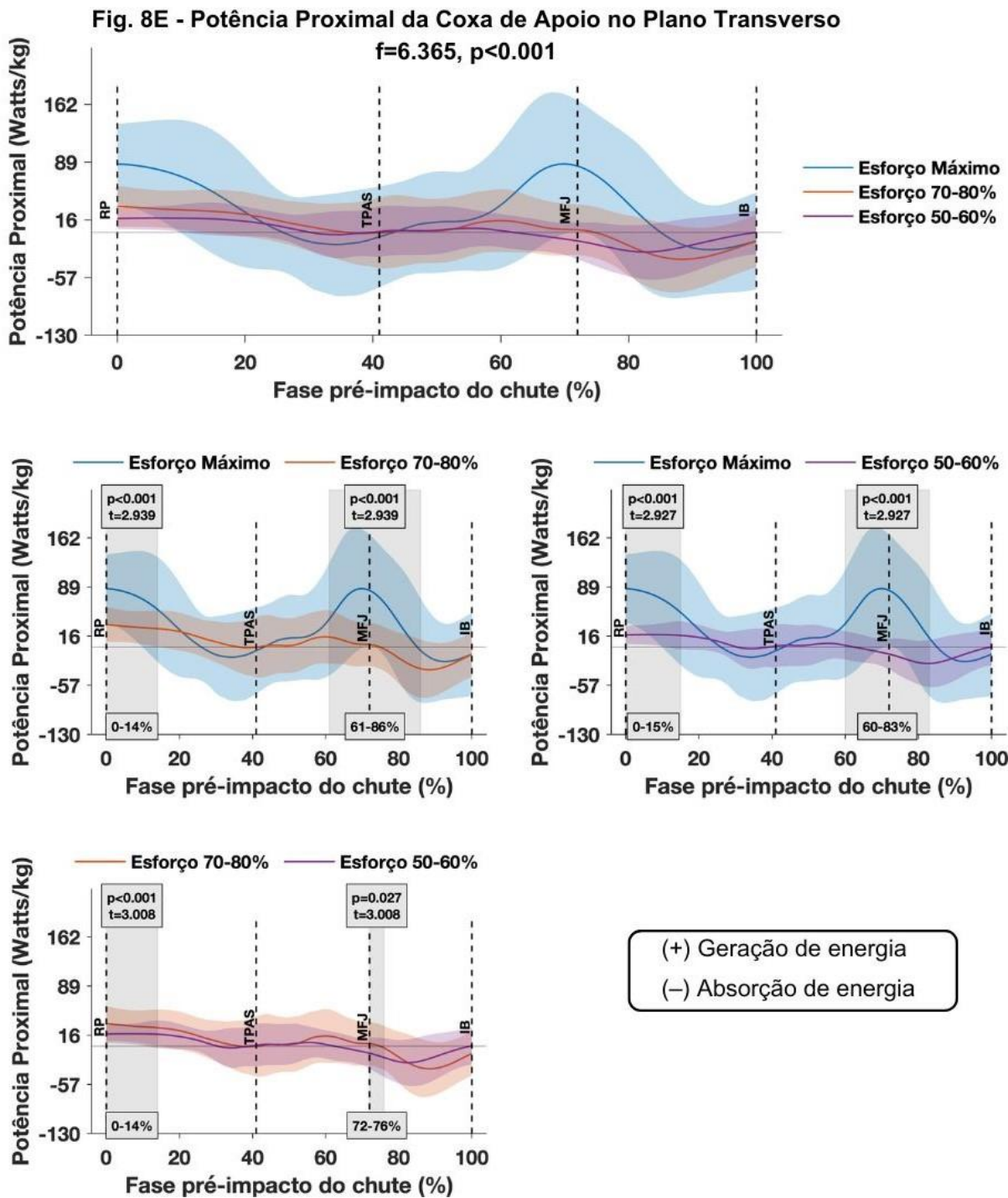
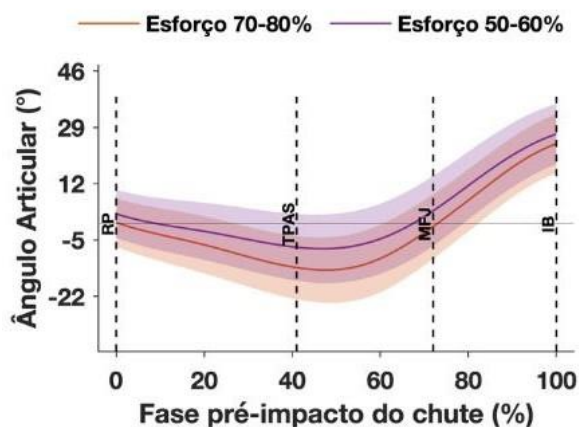
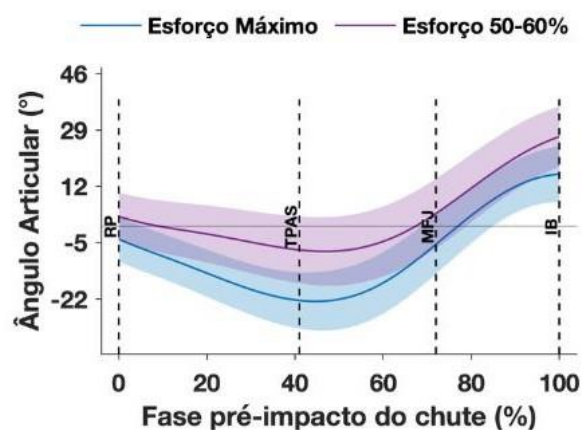
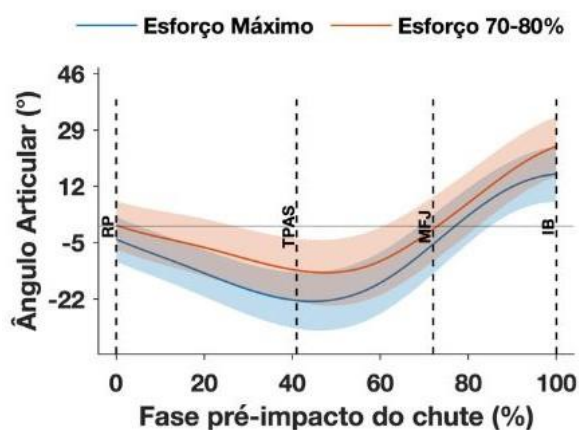
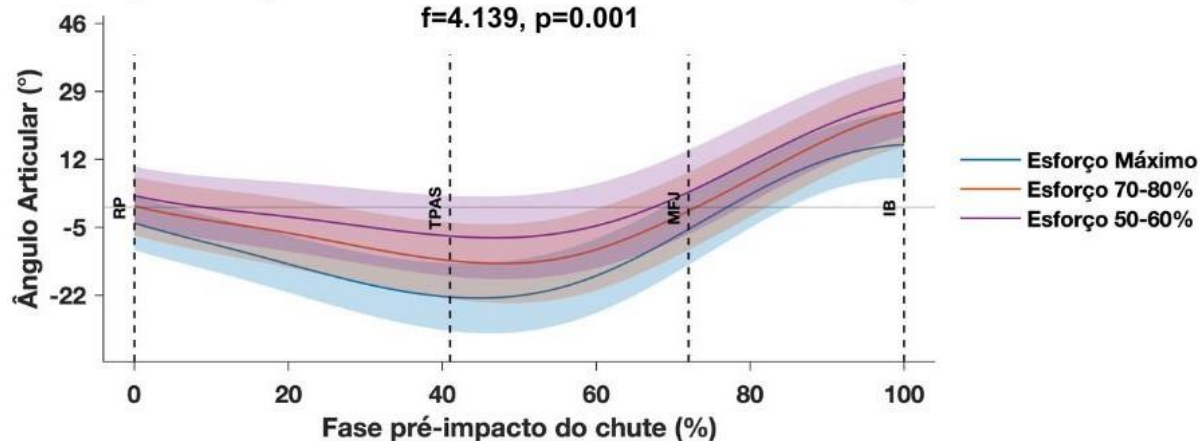


Fig. 9. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais da pelve de chute (i.e. à direita) (D) e potências proximais da coxa de chute (E) da articulação do quadril de chute no plano sagital, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.

Fig. 9A - Ângulo Articular do Quadril de Chute no Plano Sagital

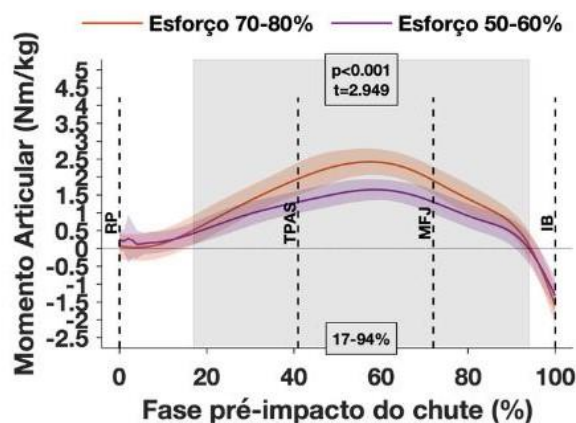
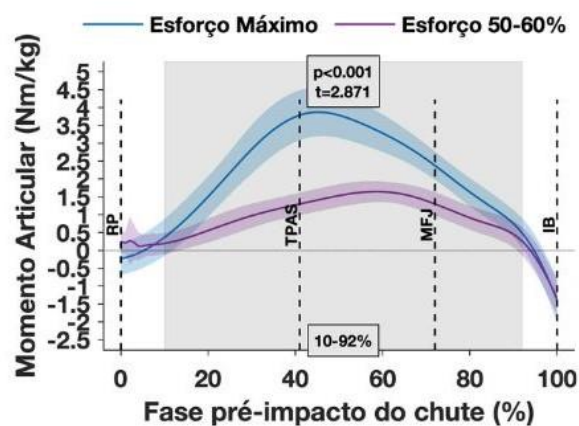
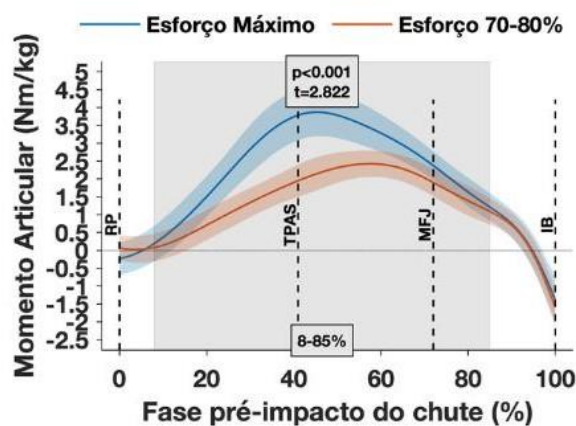
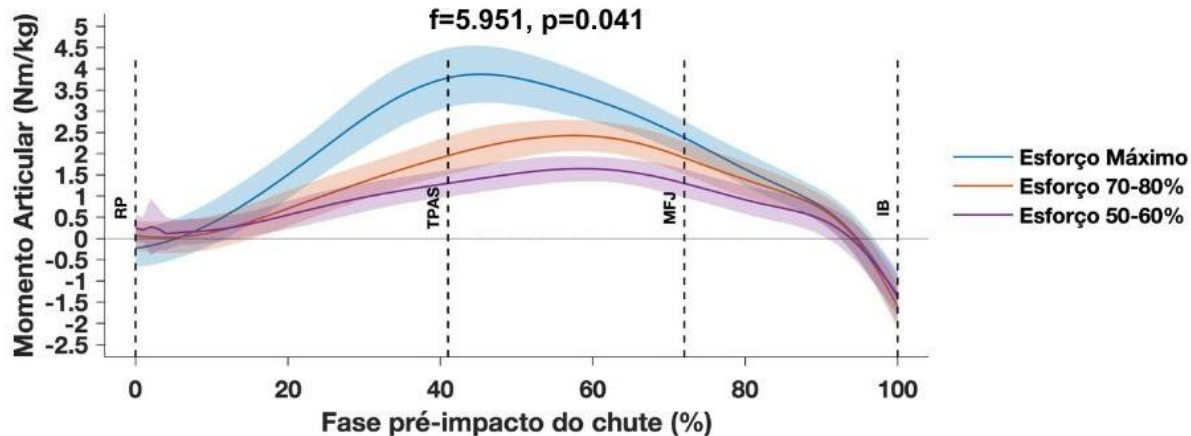
 $f=4.139, p=0.001$ 

(+) Flexão do quadril

(-) Extensão do quadril

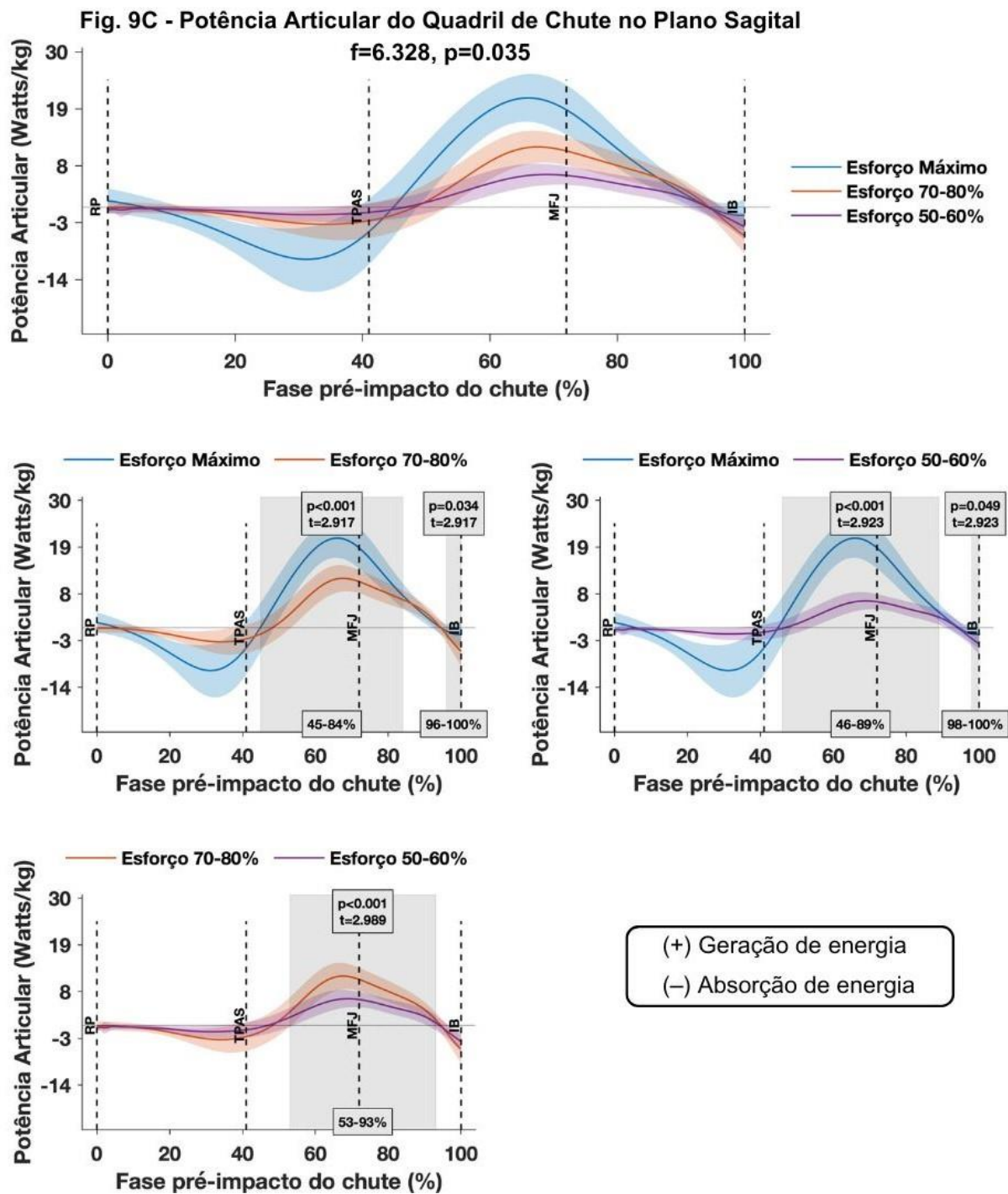
Fig. 9B - Momento Articular do Quadril de Chute no Plano Sagital

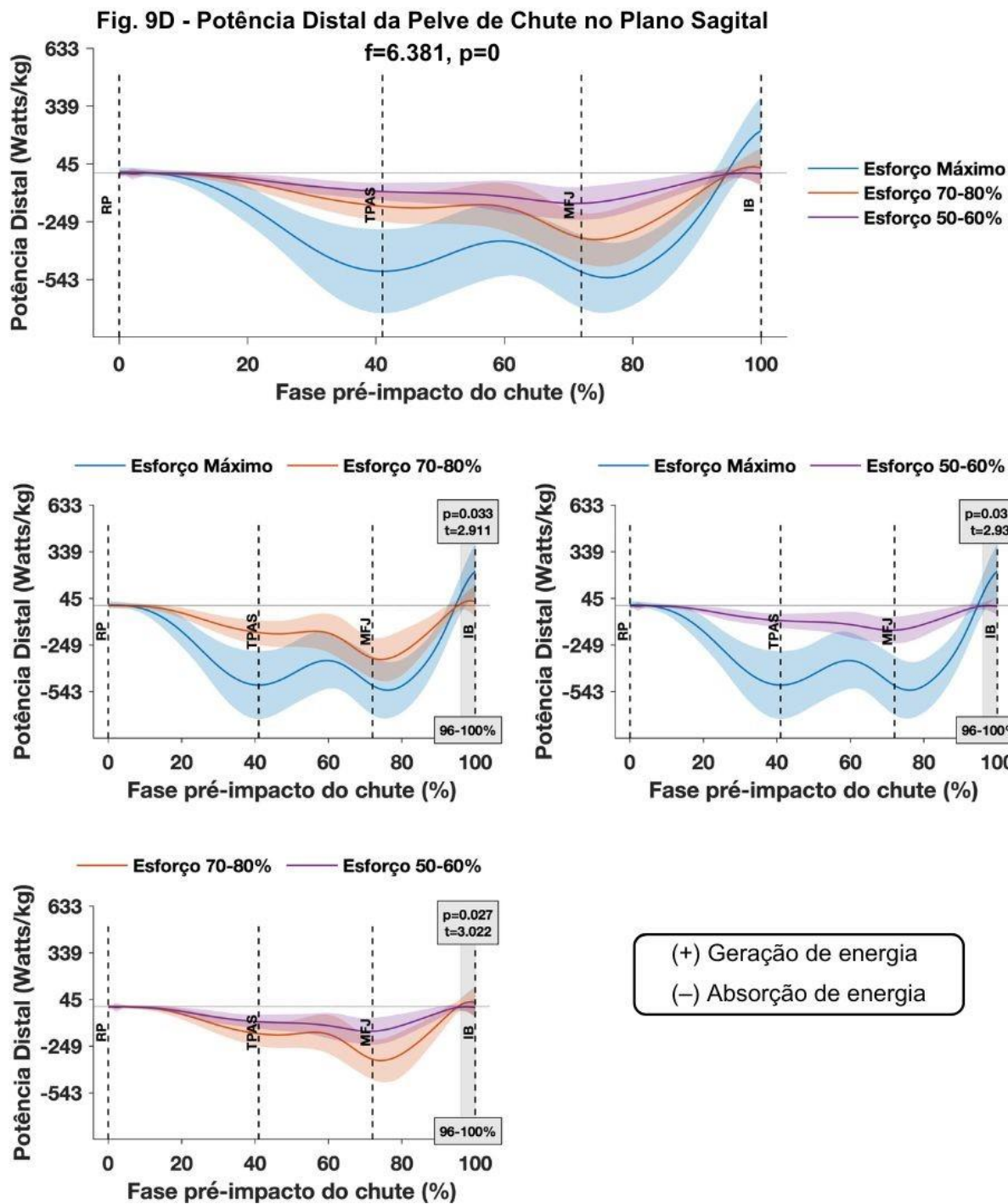
f=5.951, p=0.041



(+) Flexor do quadril

(-) Extensor do quadril





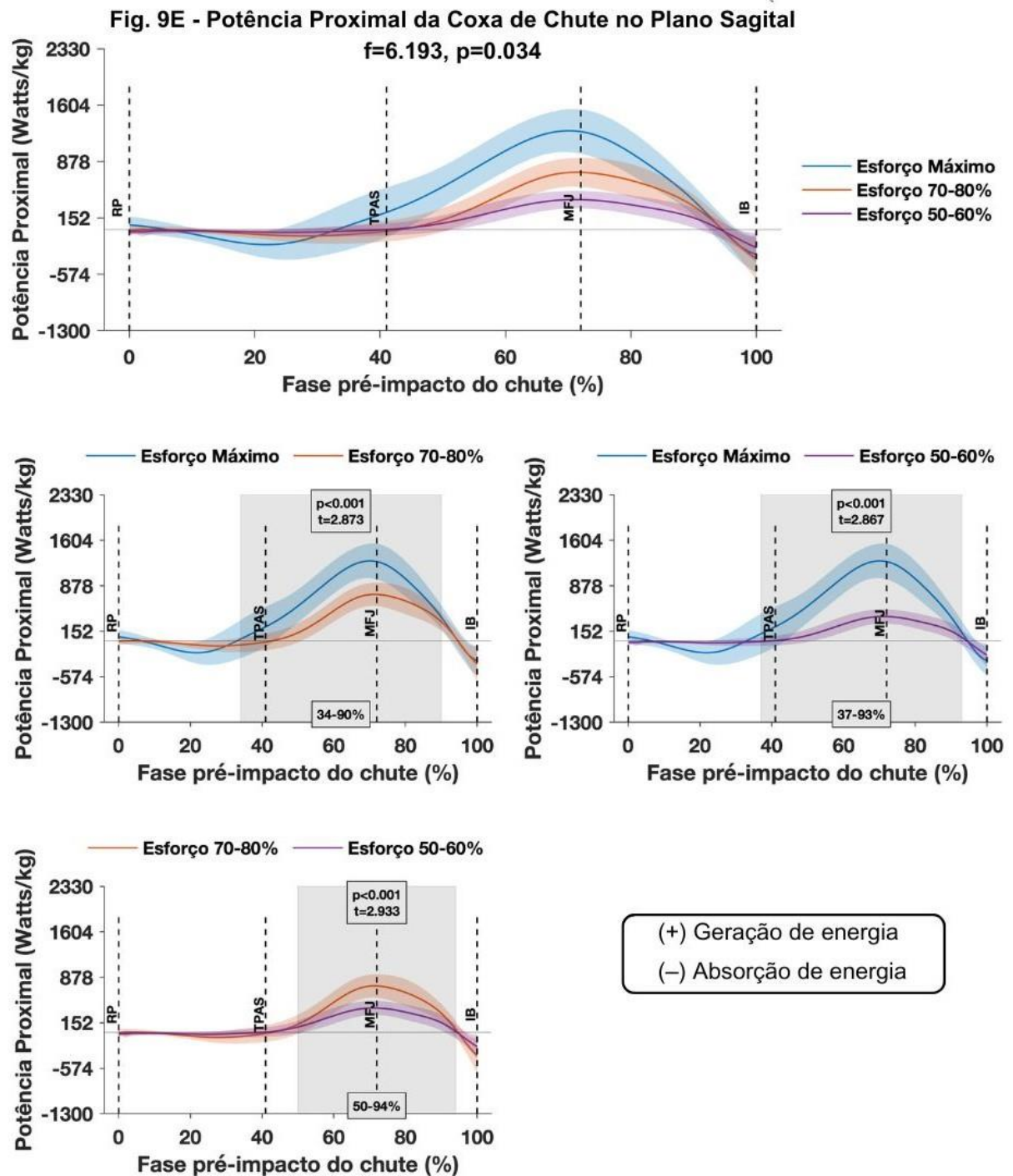
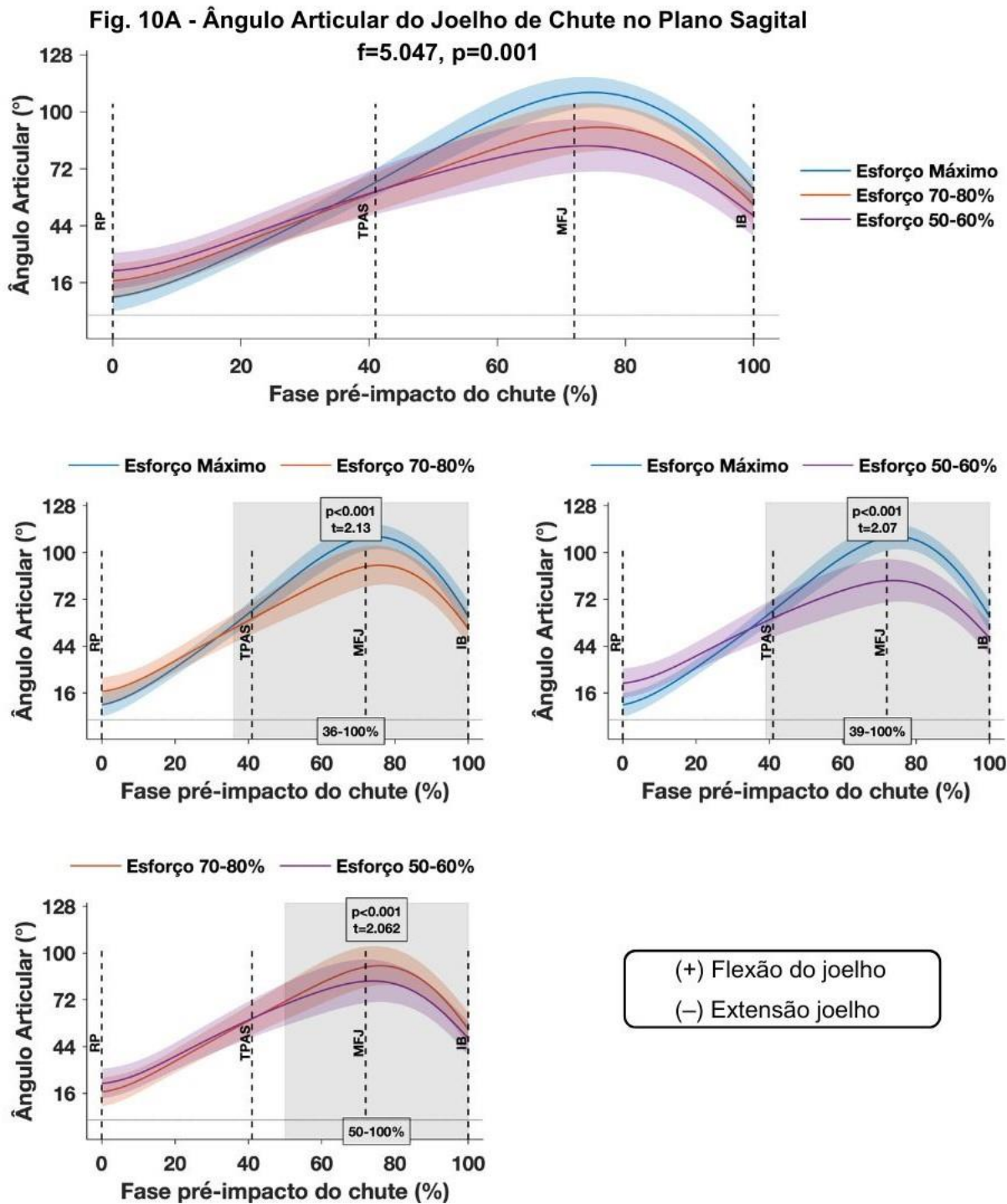
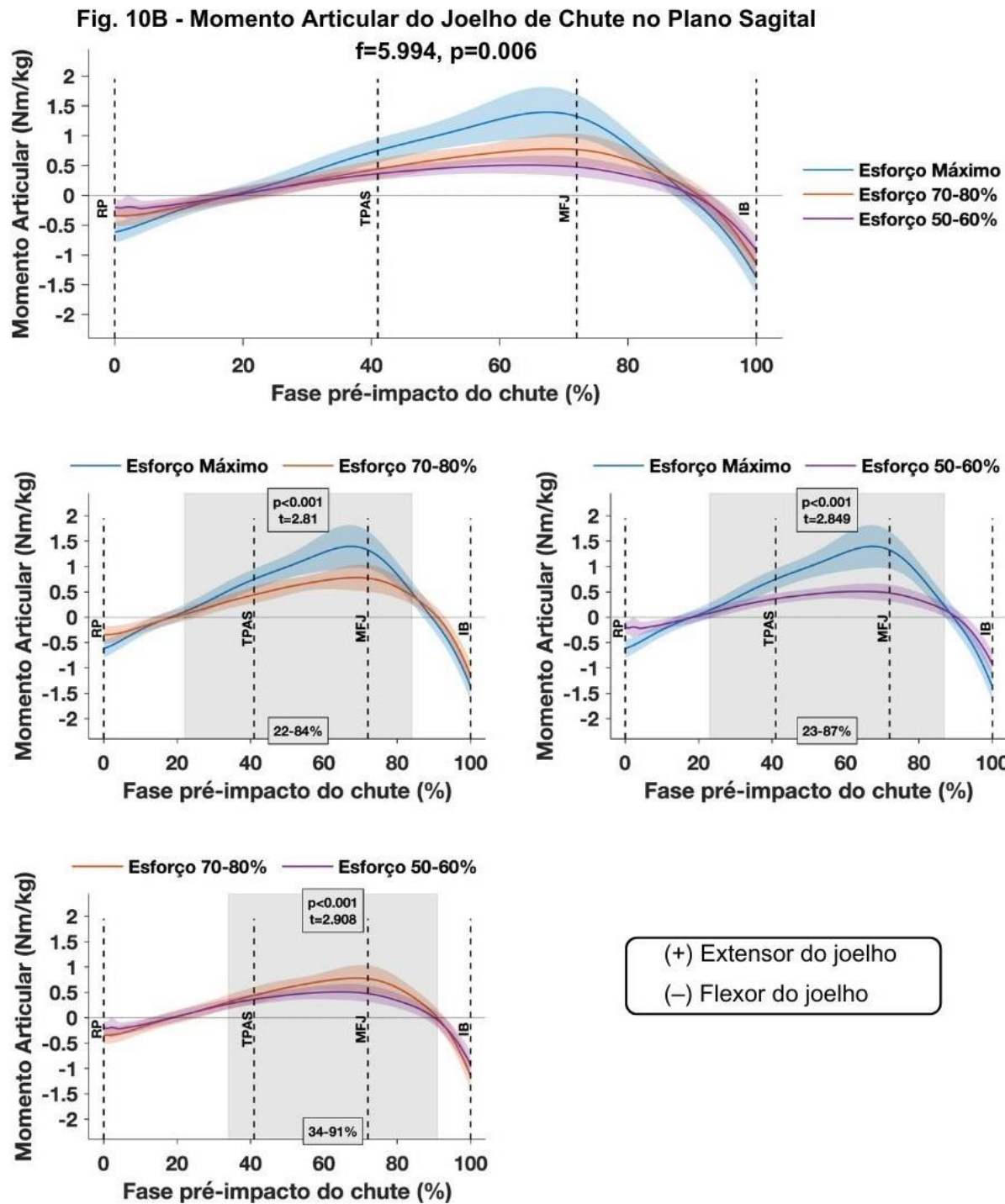


Fig. 10. Curvas médias e desvios-padrão dos ângulos articulares (A), momentos articulares (B), potências articulares (C), potências distais da coxa de chute (D) e potências proximais da perna de chute (E) da articulação do joelho de chute no plano sagital, para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.





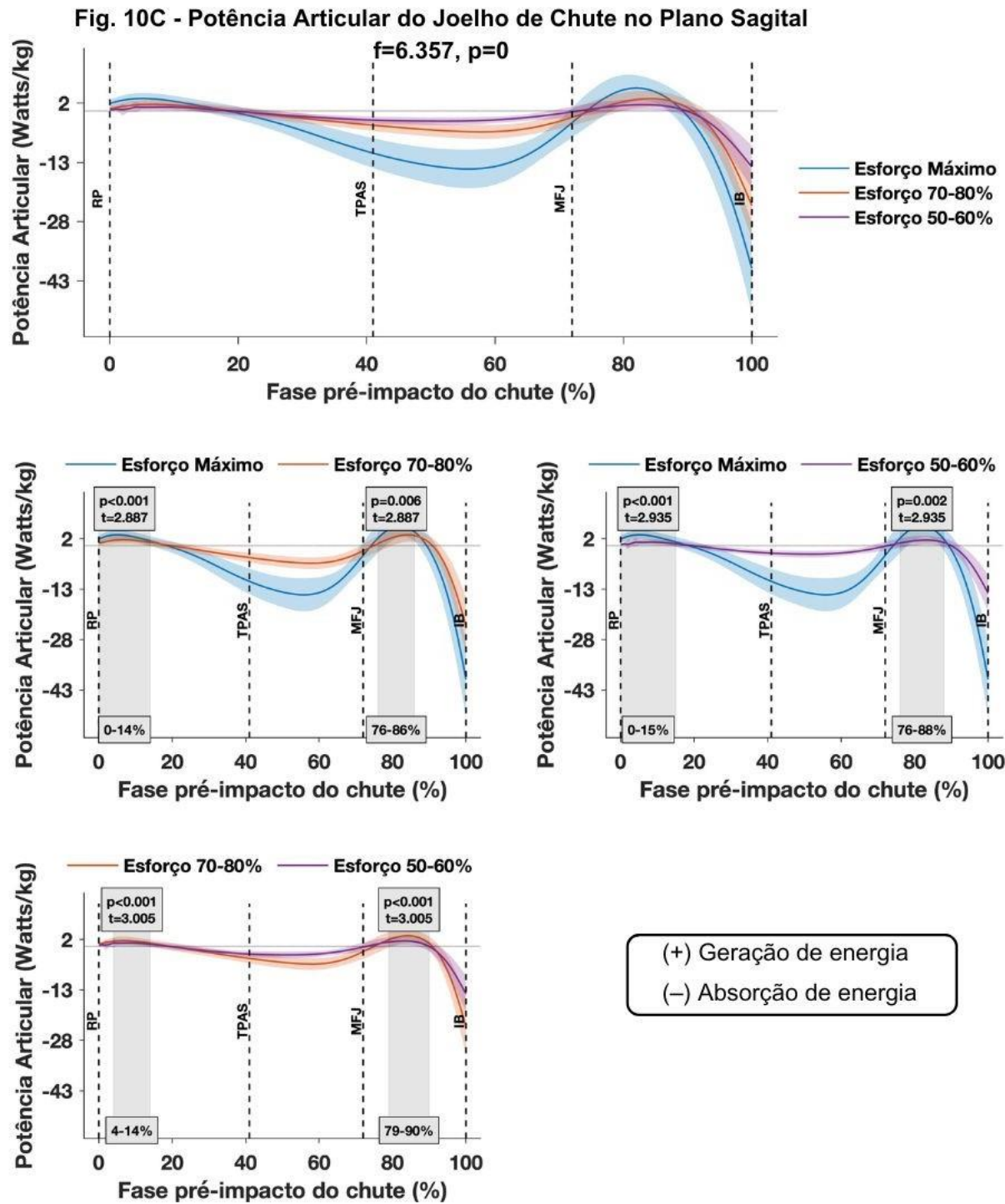
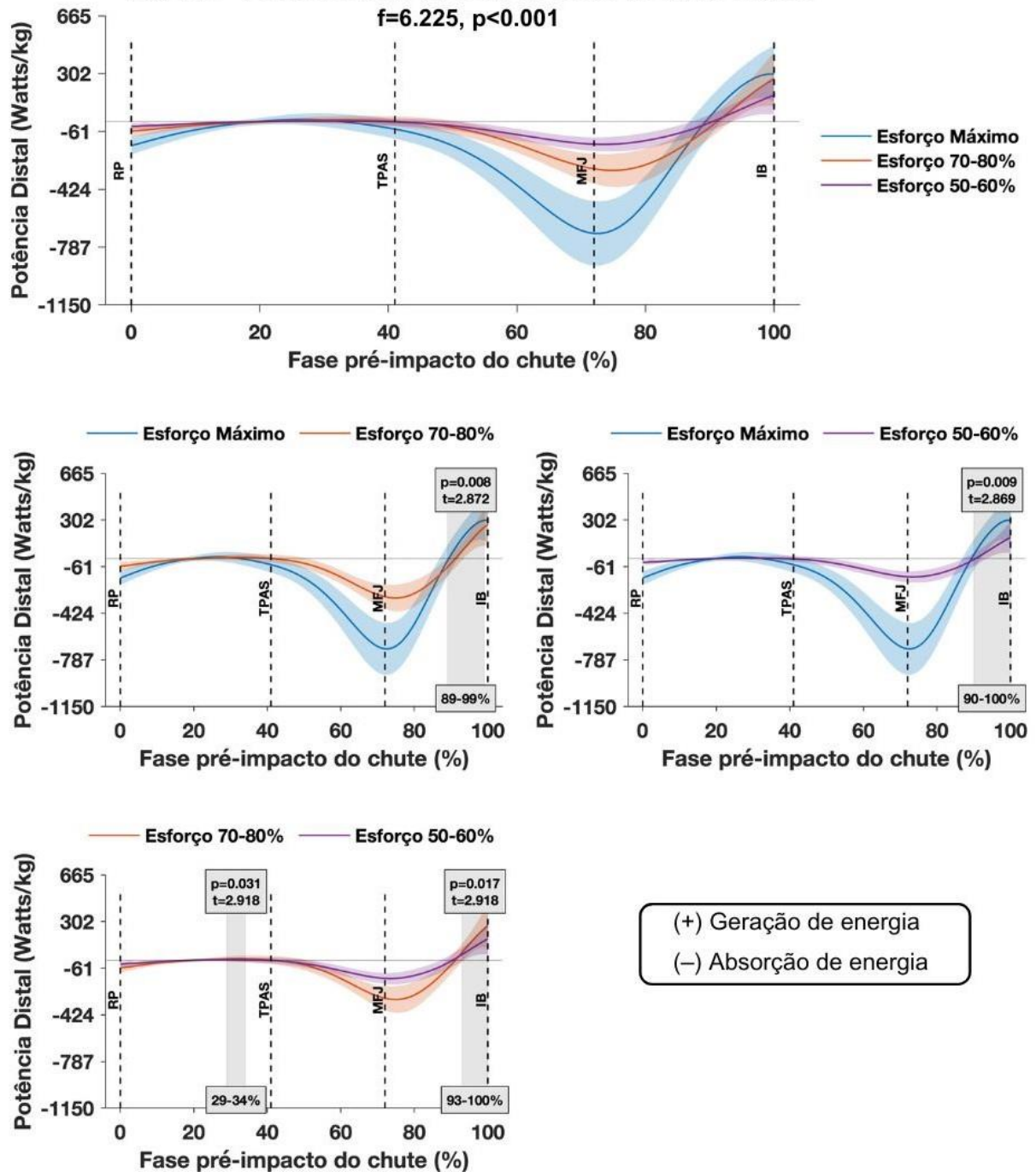


Fig. 10D - Potência Distal da Coxa de Chute no Plano Sagital
 $f=6.225, p<0.001$



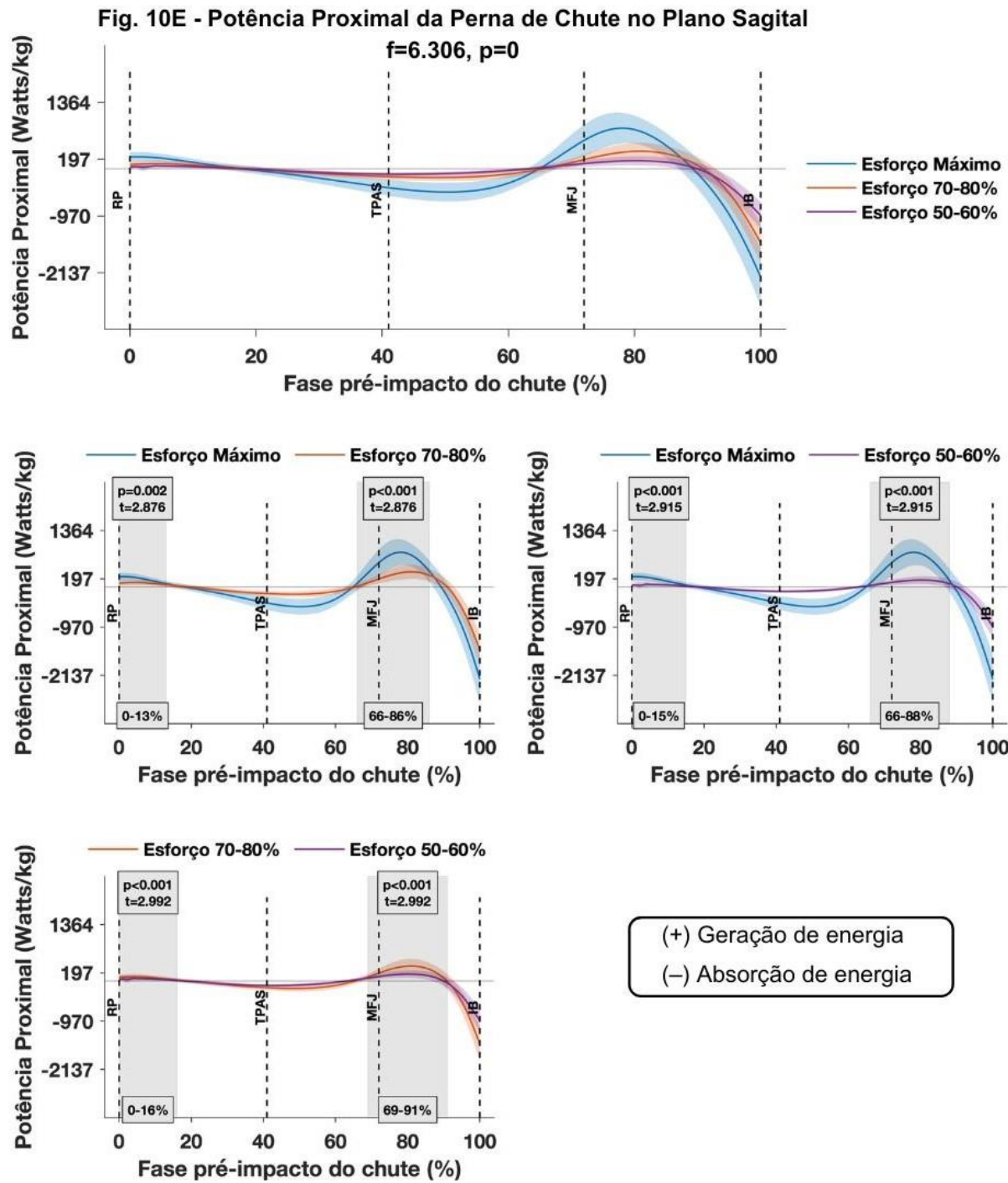
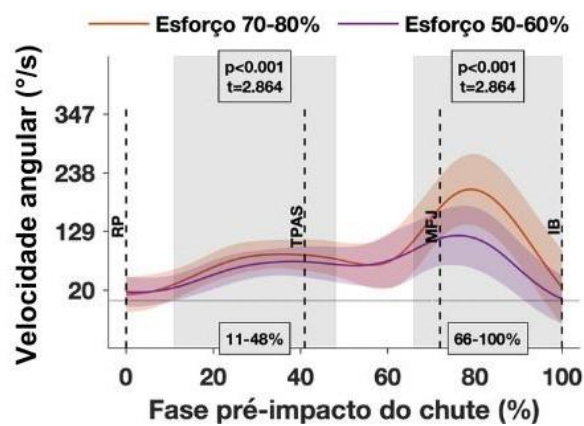
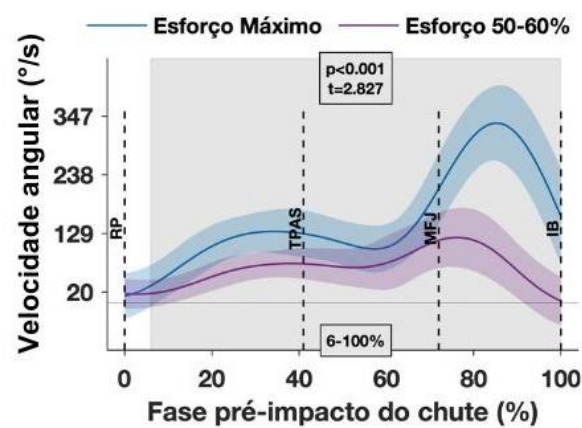
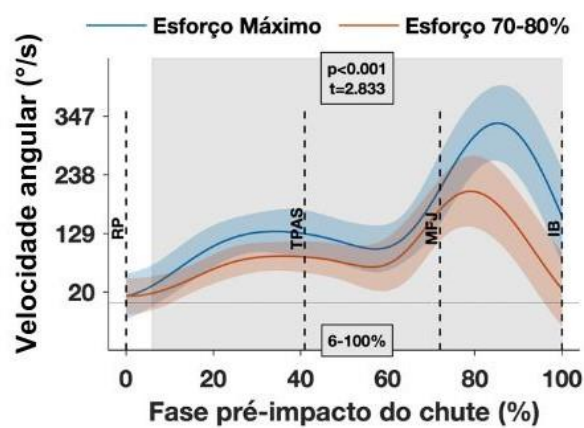
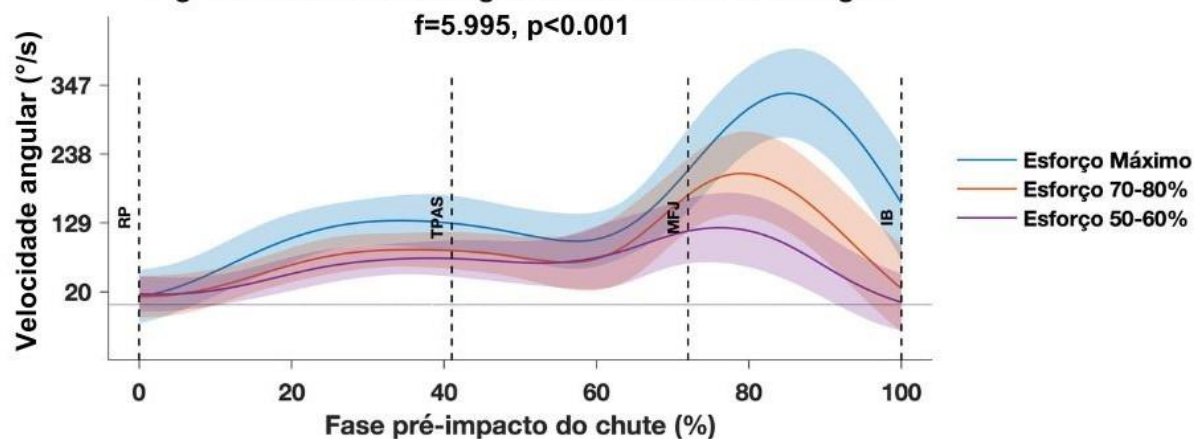


Fig. 11. Curvas médias e desvios-padrão das velocidades angulares do segmento pélvico no plano sagital (A) e transversal (B), para chutes com esforço máximo e submáximo (70-80% e 50-60%) durante a fase de pré-impacto (0-100%). As linhas verticais tracejadas indicam os instantes médios dos eventos que delimitam as fases do chute: retirada do pé de chute do solo (RP), toque do pé de apoio no solo (TPAS), máxima flexão do joelho (MFJ) e o impacto com a bola (IB). As faixas cinzas sob os gráficos indicam as regiões com diferenças significativas ($P < 0,05$) entre pares de séries temporais, identificadas pelo MPE{t}.

Fig. 11A - Velocidade Angular da Pelve no Plano Sagital

f=5.995, p<0.001

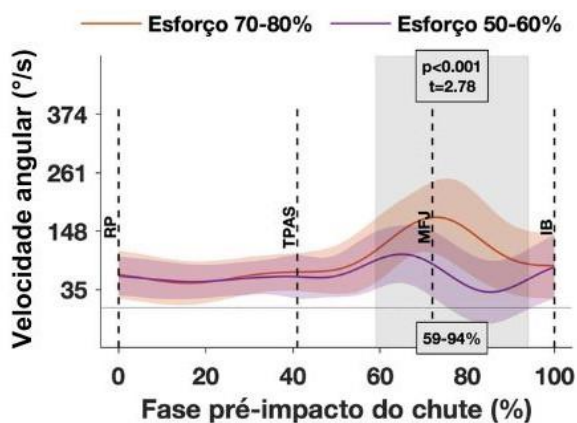
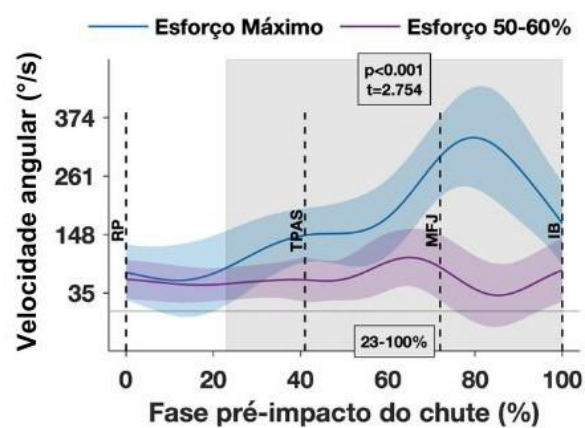
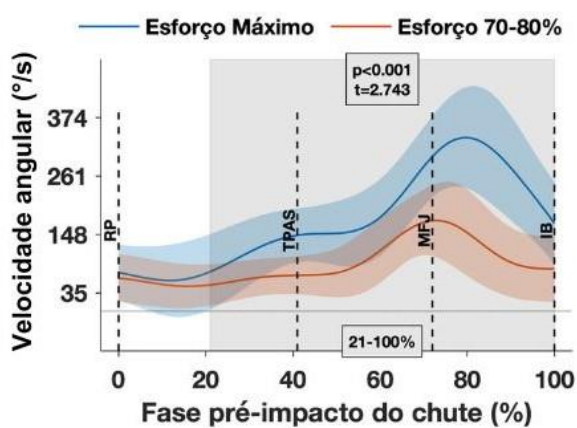
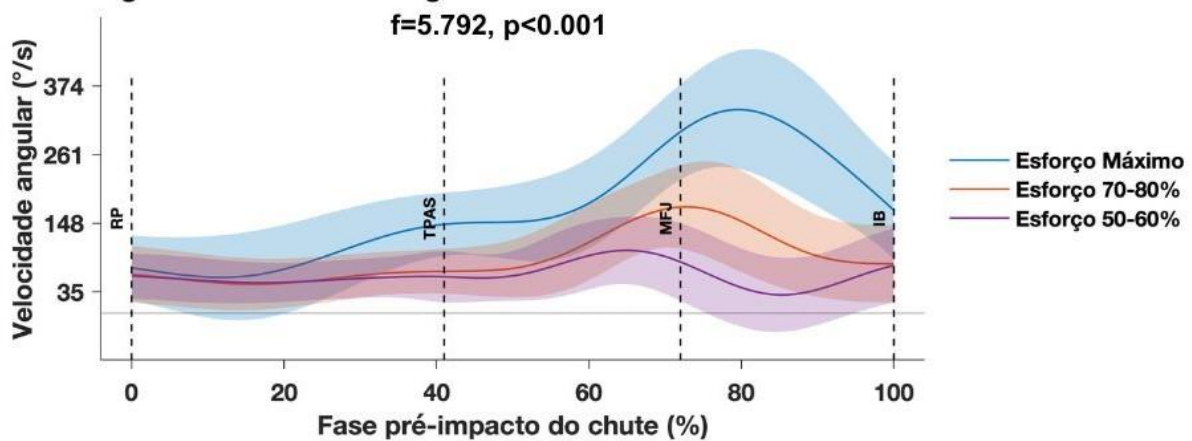


(+) Retroversão da pelve

(-) Anteversão da pelve

Fig. 11B - Velocidade Angular da Pelve no Plano Transverso

f=5.792, p<0.001

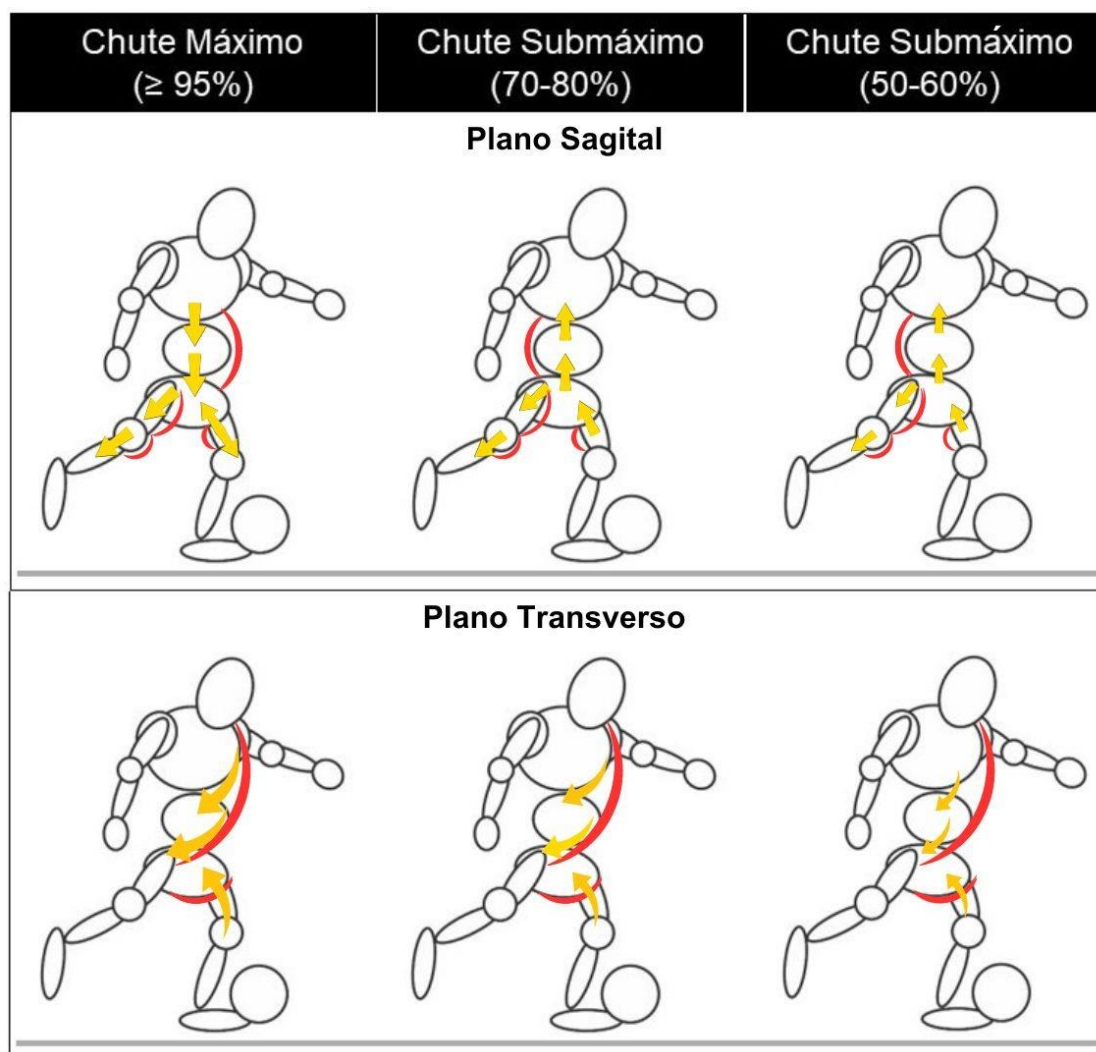


(+) Rotação da pelve na direção do membro de apoio
(-) Rotação da pelve na direção oposta ao membro de apoio

4 DISCUSSÃO

O presente estudo investigou os ajustes mecânicos no tronco, no quadril de apoio e nas articulações do quadril e joelho do membro de chute durante chutes com o dorso do pé em três níveis de esforço (máximo, 70-80% e 50-60% do máximo), para compreender a contribuição do tronco e do quadril de apoio para esses ajustes. Foram observados ajustes no membro de chute, no tronco e no quadril de apoio. Os resultados confirmaram ajustes no membro de chute, como já descrito na literatura (Nunome et al., 2018), além de evidenciar ajustes específicos nas articulações do tronco e do quadril de apoio, sugerindo que essas articulações são recursos importantes e distintamente utilizados em chutes com diferentes níveis de esforço. Considerando os recursos que levam o membro de chute à frente, o momento axial do tronco e os momentos axial e sagital do quadril de apoio parecem ser recursos utilizados nos três níveis de esforço, enquanto o momento sagital do tronco parece ser usado exclusivamente nos chutes de esforço muito alto (Fig. 12).

Fig. 12. Ilustração dos momentos articulares e fluxos de energia mecânica predominantes durante os chutes com o dorso do pé em três níveis de esforço: máximo, 70-80% do máximo e 50-60% do máximo. Os arcos vermelhos indicam os momentos articulares nas articulações analisadas. As setas amarelas mostram as direções das transferências de energia. Setas unidirecionais representam a transferência de energia de um segmento para outro através da articulação, enquanto as setas bidirecionais indicam geração de energia pela articulação, sem transferência entre os segmentos. A espessura das setas varia conforme a proporção de energia transferida em cada condição de esforço, destacando as diferenças na magnitude dos fluxos de energia entre os níveis de esforço.



No tronco, no plano sagital, houve maiores amplitudes de extensão nas articulações toracolombar e lombopélvica nas fases iniciais dos chutes, com maior esforço. Houve ajustes cinéticos distintos entre o tronco e a pelve durante as fases aérea e de preparação da perna. Nos chutes máximos, foram observados os momentos e fluxos de energia cinética comumente descritos como parte do mecanismo que contribui com o deslocamento do membro de chute à frente (Carvalho et al. 2021). Momentos de flexão na toracolombar e lombopélvica geraram um fluxo descendente de energia do tórax para a lombar e, subsequentemente, para a pelve, evidenciado por potências segmentares positivas na lombar e na pelve. Em contraste, nos chutes submáximos, momentos extensores predominantes geraram um fluxo ascendente de energia da pelve para o tronco, desacelerando a retroversão pélvica. A energia foi transferida da pelve para a lombar e, depois, para o tórax, conforme evidenciado pelas potências segmentares negativas na pelve e lombar. Esses achados indicam que a extensão e o momento abdominal flexor do tronco

parecem não ser utilizados como recurso adicional para o avanço do membro de chute, diferentemente dos chutes máximos.

No tronco, no plano transversal, tanto nos chutes máximos quanto submáximos, momentos de rotação do tronco geraram um fluxo descendente de energia para a pelve, provocando sua rotação na direção do membro de apoio, que desloca anteriormente a hemipelve do membro de chute, auxiliando a levar o membro de chute à frente. De acordo com nosso conhecimento, esse mecanismo não havia sido descrito anteriormente. Com o aumento do esforço, observou-se um aumento na amplitude de rotação axial e nos momentos de rotação toracolombar e lombopélvica, resultando em maior transferência de energia do tórax para a lombar e, subsequentemente, para a pelve, evidenciado por potências articulares e potência segmentares positivas na lombar e pelve. Nossos resultados indicam que o momento axial do tronco atua como um recurso auxiliar no avanço do membro de chute, tanto em chutes máximos quanto submáximos, ressaltando a importância dos músculos rotadores do tronco no desempenho do chute. Esses resultados são corroborados por Carvalho et al. (2024) que demonstraram que o momento axial do tronco é um importante determinante da potência do chute máximo, combinado com outros momentos articulares.

No quadril de apoio, o aumento do esforço resultou em maiores momentos e transferências de energia para a pelve, favorecendo sua rotação e retroversão, o que também contribuiu para o avanço do membro de chute. Os momentos de extensão e rotação axial facilitaram essa transferência de energia, sendo modulados pelos jogadores para ajustar o nível de esforço dos chutes. No plano sagital, o momento extensor promoveu maior extensão do quadril e retroversão pélvica, auxiliando no impulso do membro de chute. Embora os momentos de extensão não tenham aumentado significativamente com o aumento do esforço, nos chutes máximos observou-se uma adição substancial de energia à pelve e à coxa realizada pelo momento extensor. Isso foi evidenciado por potências segmentares positivas significativamente maiores. Em chutes submáximos, essa adição de energia ocorreu predominantemente durante a fase aérea, sendo transferida da coxa para a pelve após o contato do membro de apoio com o solo, como indicado pela potência segmentar positiva na pelve e negativa na coxa. Não foram encontrados estudos que relatem fluxos de energia entre o membro de apoio e a pelve durante chutes

submáximos, o que ressalta a importância dos nossos achados. Estudos anteriores, como o de Augustus et al. (2021a), relataram transferências de energia da coxa para a pelve em chutes máximos, em todas as fases do chute. Em contraste, nossos resultados indicam geração de energia pela articulação para os segmentos sem transferências entre segmentos. Augustus et al. (2016), no entanto, mostraram que o refinamento da técnica de chute máximo aumenta o momento extensor e a extensão do quadril de apoio, facilitando a transferência de energia para a pelve, corroborando nossos achados. Observamos que o aumento do esforço dos chutes intensificou o fluxo de energia para a pelve, sugerindo que o momento extensor do quadril de apoio atua como um recurso auxiliar no avanço do membro de chute, tanto em chutes de maior quanto de menor esforço.

No plano transversal, os momentos de rotação medial do quadril de apoio, responsáveis pela rotação da pelve na direção do membro de apoio e pelo deslocamento anterior da hemipelve direita e do membro de chute, mostraram tendência de aumento com esforço, embora sem significância estatística. Entretanto, esses momentos contribuíram para a maior rotação medial do quadril observada e para a geração de energia para a pelve, transferindo mais energia da coxa para a pelve à medida que o esforço aumentava. Isso foi evidenciado pelo aumento das potências segmentares positivas na pelve. Essa energia ajudou a acelerar a rotação pélvica (embora existam outras fontes responsáveis por essa aceleração (Augustus et al. 2021b; Inoue et al. 2014)) e impulsionou o membro de chute, como comprovado pelo aumento significativo na velocidade angular transversal da pelve. Durante a fase de apoio, houve uma rápida transição dos momentos de rotação medial para lateral no quadril de apoio. Com o aumento do esforço, momentos de rotação lateral maiores extraíram mais energia da pelve e a transferiram para a coxa, evidenciado pelas potências segmentares positivas na coxa. Esse processo desacelerou a rotação da pelve, o que foi comprovado pela redução significativa na sua velocidade angular na segunda metade da fase de apoio. A desaceleração do deslocamento anterior da hemipelve direita também reduziu a velocidade da extremidade proximal da coxa do membro de chute, facilitando a sequência proximal-distal de velocidades angulares segmentares, o que promove a transferência de *momentum* angular e a geração de velocidade no chute (Augustus et al. 2021b e 2022; Inoue et al., 2014). Esses achados são corroborados por

Carvalho et al. (2024) que demonstraram que o momento axial do quadril é um dos determinantes da potência do chute máximo, combinado com outros momentos articulares.

No membro de chute, nossos resultados corroboram as observações de Nunome et al. (2018), mostrando que os jogadores ajustam os momentos no quadril e no joelho conforme o nível de esforço, seguindo um padrão de controle proximal-distal. Contudo, nosso estudo acrescenta que esses ajustes também influenciam o fluxo de energia em direção à perna de chute. Com o aumento do esforço, os momentos de flexão do quadril se intensificam, promovendo uma maior transferência de energia da pelve para a coxa a partir do final da fase aérea. No joelho, os momentos de extensão também aumentam com o esforço, atingindo picos próximos à máxima flexão, levando a maior transferência de energia da coxa para a perna no início da fase de aceleração, impulsionando sua descida em direção à bola. Isso é evidenciado pelo aumento significativo das potências articulares no quadril e joelho, além das potências segmentares positivas na coxa e perna. Assim, o aumento do esforço intensifica os momentos e otimiza a transferência de energia, acelerando a perna e gerando maior potência no chute.

Este estudo possui algumas limitações. As descobertas, por serem baseadas em jogadores amadores, podem não ser aplicáveis a atletas de outros níveis de habilidade. Além disso, para evitar distorções nos dados causadas pelo processo de filtragem próximo ao impacto, os três quadros finais antes do impacto foram excluídos da análise. Embora um intervalo de tempo considerável em torno do impacto tenha sido removido, os dados remanescentes próximos a esse intervalo, como momentos e potências articulares negativos no quadril ou joelho do membro de chute, podem ainda estar sujeitos a alguma distorção e devem ser interpretados com cautela (Nunome et al., 2006).

Até o momento, existem poucas evidências sobre como os jogadores ajustam a mecânica da cadeia cinética para atender às diferentes demandas de velocidade da bola durante os chutes. Estudos sobre chutes submáximos (Langhout et al. 2017; Nunome et al. 2018, 2023) não investigaram os momentos do tronco e do quadril de apoio, nem os fluxos de energia entre o tronco e a pelve, ou entre a coxa de apoio e a pelve. O estudo atual se destaca por ser o primeiro a investigar de maneira

conjunta os ajustes mecânicos no tronco, no quadril do membro de apoio e nas articulações do quadril e joelho do membro de chute, realizadas em três diferentes níveis de esforço. Os resultados deste estudo oferecem implicações práticas para o treinamento no futebol. Observamos que momentos flexores do tronco ocorrem apenas em chutes de esforço muito alto, o que sugere que as demandas para os músculos abdominais flexores ocorrem principalmente nesses chutes. Observamos também que as contribuições dos momentos axial do tronco e axial e sagital do quadril de apoio parecem aumentar para a realização de chutes mais fortes, o que sugere que programas de treinamento devem incluir exercícios específicos para fortalecer os músculos flexores e rotadores do tronco, assim como os extensores e rotadores axiais do quadril de apoio. Adicionalmente, a inclusão de treinos de força e potência para os músculos do tronco e membros inferiores, realizados simultaneamente e em diferentes intensidades, simulando o gesto do chute, pode aprimorar a coordenação intermuscular e a eficiência do movimento. É essencial conscientizar os jogadores sobre os músculos envolvidos no controle da intensidade dos chutes e orientá-los sobre a importância de controlar os movimentos do corpo em uma sequência proximal-distal (começando pelo tronco, seguido pelo quadril e joelho de chute), bem como a habilidade de desacelerar a pelve e a coxa para induzir uma aceleração angular na perna de chute. Tais abordagens podem melhorar a eficácia dos chutes em diversas condições de esforço, resultando em um melhor desempenho durante os jogos.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências brasileiras Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq - 302887/2009-1) e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro (APQ-02250-15) para a bolsa concedida ao primeiro autor. Este estudo foi financiado em parte pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES - Código Financeiro 001).

Declaração de Conflitos de Interesse

Todos os autores estiveram totalmente envolvidos no estudo e na preparação do manuscrito. O material contido neste documento não foi e não será submetido para publicação em outro lugar. Declaramos que não temos relações financeiras ou pessoais com outras pessoas ou organizações que poderiam influenciar de maneira inadequada nosso trabalho.

Referências

Augustus S., Hudson, P.E., Smith, N., 2024. Multiplanar lumbar, pelvis and kick leg sequencing during soccer instep kicking from different approach angles. *Journal of Biomechanics*, 163, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111920>

Augustus, S., Hudson, P. E., Harvey, N., Smith, N., 2021a. Whole-body energy transfer strategies during football instep kicking: implications for training practices. *Sports Biomechanics*, 1–16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1951827>

Augustus, S., Hudson, P., Smith, N., 2021b. The effect of approach velocity on pelvis and kick leg angular momentum conversion strategies during football instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 39 (20), 2279–2288. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1929008>

Augustus, S., Hudson, P., Smith, N., 2022. Defining movement strategies in soccer instep kicking using the relationship between pelvis and kick leg rotations. *Sports Biomechanics*, 1–12. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2106297>

Augustus, S., Mundy, P., Smith, N., 2016. Support leg action can contribute to maximal instep soccer kick performance: an intervention study. *Journal of Sports Sciences*, 35 (1), 89–98. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1156728>

Bahr, R., Clarsen, B., Derman, W., Dvořák, J., Emery, C., Finch, C., Häggglund, M., Junge, A., Kemp, S., Khan, K., Marshall, S., Meeuwisse, W., Mountjoy, M., Orchard, J., Pluim, B., Quarrie, K., Reider, B., Schwellnus, M., Soligard, T., Stokes,

K., Timpka, T., Verhagen, E., Bindra, A., Budgett, R., Engebretsen, L., Erdener, U., & Chamari, K., 2020. International Olympic Committee consensus statement: Methods for recording and reporting of epidemiological data on injury and illness in sport 2020 (including STROBE Extension for Sport Injury and Illness Surveillance (STROBE-SIIS)). *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8 (2), 1–33. <https://doi.org/10.1177/2325967120902908>

Barfield, W. R., Kirkendall, D. T., Yu, B., 2002. Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. *Journal of Sports Science and Medicine*, 1 (3), 72–79. <http://www.jssm.org>

Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, 21 (2), 186–196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>

Carvalho, D. S., Ocarino, J. M., Cruz, A. C., Barsante, L. D., Teixeira, B. G., Resende, R. A., Fonseca, S. T., Souza, T. R., 2021. The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. *Journal of Biomechanics*, 121, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110425>

Carvalho, D. S., Ocarino, J. M., Freitas, L. V., Cintra, S. P., Araújo, P. A., Nobrega, L. A. O., Pinto, R. Z., Fonseca, S. T., Souza, T. R., 2024. Kinetic and kinematic strategies integrating the trunk and lower limbs for a powerful soccer kick in amateur players. *Journal of Sports Sciences*. Accepted for publication.

De Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29 (9), 1223–30. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)

Dempster, W., 1955. Space Requirements of the Seated Operator. WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. *Journal of Biomechanical Engineering*. <https://doi.org/citeulike-article-id:437004>

Dörge, H., Andersen, T., Sørensen, H., Simonsen, E., 2002. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 20 (4), 293–299. <https://doi.org/10.1080/026404102753576062>

Hanavan, E. P. Jr., 1964. A Mathematical Model of the human body. AMRL-TR-64-102. AMRL TR., 1–149.

Inoue, K., Nunome, H., Sterzing, T., Shinkai, H., Ikegami, Y., 2014. Dynamics of the support leg in soccer instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 32 (11), 1023–1032. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886126>

Kellis, E., Katis, A., 2007. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6 (2), 154–165. <https://doi.org/10.1007/s11882-010-0166-3>

Langhout, R., Tak, I., Westen, R., Lenssen, T., 2017. Range of motion of body segments is larger during the maximal instep kick than during the submaximal kick in experienced football players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57 (4), 388–395. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06107-7>

Lees, A., Nolan, L., 1998. The biomechanics of soccer: a review. *Journal of Sports Sciences*, 16, 211–234. <https://doi.org/10.1080/026404198366740>

Lees, A., Asai, T., Andersen, T., Nunome, H., Sterzing, T., 2010a. The biomechanics of kicking in soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 28 (8), 805–817. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.481305>

Lees, A., Barton, G., Robinson, M., 2010b. The influence of Cardan rotation sequence on angular orientation data for the lower limb in the soccer kick. *Journal of Sports Sciences*, 28 (4), 445–450. <https://doi.org/10.1080/02640410903540352>

Naito, K., Fukui, Y., Maruyama, T., 2010. Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. *Human Movement Science*, 29 (2), 259–276. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.04.008>

Naito, K., Fukui, Y., Maruyama, T., 2012. Energy redistribution analysis of dynamic mechanisms of multi-body, multi-joint kinetic chain movement during soccer instep kicks. *Human Movement Science*, 31 (1), 161–181. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.09.006>

Novak, A., Li, Q., Yang, S., Brouwer, B., 2015. Energy flow analysis of the lower extremity during gait in persons with chronic stroke. *Gait & posture*, 41 (2), 580–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.018>

Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., Sakurai, S., 2002. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (12), 2028–36. <https://doi.org/10.1097/00005768-200212000-00025>

Nunome, H., Inoue, K., Watanabe, K., Akima, H., 2023. Dynamic adjustment of submaximal effort soccer side-foot kicks. *Sports Biomechanics*, 1–15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2227156>

Nunome, H., Inoue, K., Watanabe, K., Iga, T., Akima, H., 2018. Dynamics of submaximal effort soccer instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 36 (22), 2588–2595. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1470216>

Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A., Stergioulas, L. K., 2006. Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *Journal of Sports Sciences*, 24 (1), 11–22. <https://doi.org/10.1080/02640410400021450>

Pataky, T., 2010. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43 (10), 1976–82. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>

Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N., 2014. *Research Methods in Biomechanics. Human Kinetics*, Champaign, IL. <https://doi.org/10.5040/9781492595809>

Winter, D. A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. John Wiley & Sons, Hoboken, NJ. <https://doi.org/10.29057/xikua.v1i1.1175>

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados desta tese demonstram que o tronco e o quadril do membro de apoio contribuem de forma significativa para a execução e o desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé em jogadores de futebol amadores. No primeiro estudo, foram investigadas de forma integrada as estratégias cinemáticas e cinéticas do tronco e dos membros inferiores utilizadas por esses atletas para alcançar um melhor desempenho nos chutes máximos. Duas principais estratégias biomecânicas foram reveladas: uma estratégia cinética e outra cinemática.

A estratégia cinética combinou maiores momentos de flexão e rotação do tronco com os momentos de rotação interna do quadril de apoio, além dos momentos de flexão do quadril e extensão do joelho do membro de chute. Essa combinação foi correlacionada a um melhor desempenho nos chutes máximos, destacando o papel essencial do tronco e do quadril do membro de apoio na geração de força e energia cinética que contribuem diretamente para a aceleração do membro de chute, corroborando estudos anteriores (Naito *et al.*, 2012; Augustus *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2021). Esses achados ressaltam a importância de se integrar o tronco e o quadril de apoio no treinamento voltado para a melhora do desempenho no chute em atletas amadores. A estratégia cinemática, mostrou que uma combinação de maior extensão do quadril e flexão do joelho no membro de chute estava associada a um desempenho superior nos chutes máximos. Contudo, o tronco e o quadril de apoio não tiveram influência significativa nessa estratégia, contrariando parcialmente nossa hipótese inicial. Esses achados indicam que os jogadores amadores podem não utilizar plenamente os mecanismos do tronco, como observado em atletas profissionais (Shan; Westerhoff, 2005; Shan, 2009; Naito *et al.*, 2010; Fullenkamp *et al.*, 2015), possivelmente devido às limitações em suas habilidades. Isso é reforçado pelas menores velocidades da bola e do pé observadas neste estudo, em comparação com dados de atletas profissionais (Kellis; Katis, 2007; Vieira *et al.*, 2016).

O primeiro estudo, portanto, destaca a necessidade de investigações adicionais sobre as contribuições combinadas do tronco e do quadril de apoio, além do quadril e joelho do membro de chute, em jogadores de futebol de maior nível

técnico ou atletas de elite. Estudos futuros poderiam, ainda, explorar como diferentes estratégias biomecânicas são utilizadas por jogadores profissionais em comparação com amadores e avaliar como o treinamento direcionado ao uso mais eficaz do tronco e do quadril de apoio pode melhorar o desempenho em chutes de jogadores amadores.

Adicionalmente, o primeiro estudo introduziu a Análise de Correlação Canônica (ACC) na biomecânica do chute de futebol. A ACC revelou que determinadas variáveis biomecânicas desempenham um papel significativo no desempenho do chute quando combinadas com outras variáveis dentro de uma estratégia específica. Por exemplo, observou-se que uma maior extensão do quadril contribui para o desempenho do chute quando associada a uma maior flexão do joelho na estratégia cinemática. Além disso, a ACC destacou a importância de cada variável articular dentro das estratégias reveladas. Os momentos de flexão e rotação do tronco foram particularmente relevantes, respondendo juntos por cerca de 70% da relação entre a estratégia cinética e o desempenho do chute máximo. O momento de rotação interna do quadril de apoio foi a segunda variável mais influente na estratégia cinética para um chute de melhor desempenho (53%), ficando atrás apenas do momento de flexão do quadril de chute, que contribuiu com 64%. Vale destacar que o estudo demonstrou, pela primeira vez, que maiores momentos de rotação axial do tronco e rotação medial do quadril de apoio, assim como uma maior flexão do joelho no membro de chute, estão relacionados, de maneira integrada, com melhor desempenho no chute máximo. Esses resultados reforçam a importância do tronco e do quadril de apoio para o desempenho do gesto. Embora este estudo tenha identificado apenas uma estratégia cinemática e cinética, a ACC tem potencial para revelar múltiplas estratégias de chute ao combinar diferentes variáveis biomecânicas. Pesquisas futuras com atletas profissionais podem identificar novas estratégias, que envolvam maiores amplitudes de movimento do tronco e do quadril de apoio. Os achados deste estudo, oferecem informações importantes para profissionais do esporte otimizar a potência do chute em jogadores amadores, sugerindo abordagens práticas para o treinamento, conforme indicado no primeiro estudo.

No segundo estudo, os resultados confirmaram que o tronco e o quadril do membro de apoio são recursos fundamentais para a regulação do esforço em chutes de diferentes intensidades, corroborando parcialmente nossa hipótese inicial. À medida que o nível de esforço aumentou, houve maior utilização desses recursos, o que contribuiu para atender às demandas de desempenho mais elevado nos chutes. Nossa hipótese previa que aumentos no nível de esforço resultariam em maiores amplitudes de movimento no tronco (extensão e rotação axial) e no quadril do membro de apoio (extensão e rotação medial), além de maior magnitude de momentos de força nessas articulações. Isso resultaria em fluxos de energia mais acentuados em direção à pelve e ao membro de chute, com um aumento no fluxo descendente de energia no tronco e ascendente no quadril do membro de apoio. Os resultados confirmaram parcialmente essa previsão. Observamos aumentos nas amplitudes de movimento nessas articulações, além de um aumento significativo no momento axial do tronco e nos momentos axial e sagital do quadril de apoio. Também foi constatado um maior fluxo de energia em direção à pelve à medida que os níveis de esforço aumentavam. Esses movimentos e momentos de força foram fundamentais para o avanço do membro de chute, destacando a importância dessas articulações para o desempenho em chutes de diferentes intensidades. Contudo, o momento sagital do tronco e o fluxo descendente de energia em direção à pelve parecem ser utilizados exclusivamente em chutes de esforço máximo, sugerindo que essas variáveis desempenham um papel específico em intensidades mais altas, o que aponta para novas investigações em pesquisas futuras.

Estudos futuros poderiam explorar como os movimentos e momentos articulares e fluxos de energia mecânica do tronco e do quadril de apoio variam não apenas com a intensidade, mas também com o nível de habilidade dos jogadores. Seria interessante investigar se jogadores com maior nível de habilidade ou atletas de elite utilizam esses recursos de maneira semelhante ou desenvolvem estratégias biomecânicas distintas em comparação com jogadores amadores. Além disso, o papel específico dos momentos sagitais e do fluxo descendente de energia no tronco durante chutes de esforço máximo merece uma análise mais aprofundada para melhor compreender sua contribuição única em intensidades elevadas. O desenvolvimento de protocolos de treinamento voltados para maximizar o uso das articulações do tronco e do quadril de apoio também pode ser investigado, visando

melhorar o desempenho de jogadores amadores ou profissionais em chutes de diferentes intensidades.

Por fim, o segundo estudo se destaca por investigar, de maneira inédita, os momentos de força do tronco e do quadril de apoio, bem como os fluxos de energia entre o tronco e a pelve, e entre a coxa de apoio e a pelve, tanto em chutes máximos quanto submáximos. Ao integrar esses fatores com os ajustes mecânicos observados no quadril e no joelho do membro de chute, o estudo oferece uma visão abrangente de como os jogadores regulam o esforço e o desempenho em chutes de diferentes intensidades. Esses achados também fornecem insights valiosos para profissionais do esporte, permitindo o planejamento de abordagens práticas de treinamento no futebol, como as sugeridas no final do segundo artigo.

Em resumo, esta tese reafirma a importância das contribuições biomecânicas do tronco e do quadril do membro de apoio na execução e no desempenho de chutes máximos e submáximos com o dorso do pé em jogadores amadores. Os resultados apresentados oferecem evidências sólidas para essa conclusão, subsidiando profissionais na prescrição de programas de condicionamento físico e técnico voltados à otimização do desempenho e à prevenção de lesões em jogadores amadores.

REFERÊNCIAS

- AUGUSTUS, S.; HUDSON, P. E.; HARVEY, N.; SMITH, N. Whole-body energy transfer strategies during football instep kicking: implications for training practices. **Sports Biomechanics**, p. 1–16, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1951827>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- AUGUSTUS, S.; MUNDY, P.; SMITH, N. Support leg action can contribute to maximal instep soccer kick performance: an intervention study. **Journal of Sports Sciences**, p. 1–10, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1156728>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- BARFIELD, W. The biomechanics of kicking in soccer. **Clinics in Sports Medicine**, v. 17, n. 4, p. 711–728, 1998. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(05\)70113-7](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(05)70113-7). Acesso em: 30 jan. 2025.
- BROPHY, R. H.; BACKUS, S. I.; PARADISE, G.; WILLIAMS, R. J. Lower Extremity Muscle Activation and Alignment During the Soccer Instep and Side-foot Kicks. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 5, p. 260–268, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2007.2255>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- CAREY, D.; SMITH, G.; SMITH, D.; SHEPHERD, J.; SKRIVER, J.; ORD, L.; RUTLAND, A. Footedness in world soccer: an analysis of France '98. **Journal of Sports Sciences**, v. 19, p. 855–864, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/026404101753113804>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- CARVALHO, D. S. **Participação do tronco na cinética e nos fluxos de energia do membro inferior de balanço durante o chute no futebol: um estudo descritivo**. 2017. 115f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2017.
- CARVALHO, D. S.; OCARINO, J. M.; CRUZ, A. C.; BARSANTE, L. D.; TEIXEIRA, B. G.; RESENDE, R. A.; FONSECA, S. T.; SOUZA, T. R. The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. **Journal of Biomechanics**, v. 121, p. 1–12, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110425>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- CROSS, K. M.; DANDURAND, R. J.; LUNDE, R. J.; MUNIZ, R. M.; REY, J. R.; HUSSEY, J. L.; DRAKE, K. L.; REED, J. D. Comparison of hamstring strain injury rates between male and female intercollegiate soccer athletes. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 4, p. 742–8, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0363546513475342>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- DELANG, M.; SALAMH, P.; FAROOQ, A.; TABBEN, M.; WHITELEY, R.; DYK, N.; CHAMARI, K. The dominant leg is more likely to get injured in soccer players: systematic review and meta-analysis. **Biology of Sport**, v. 38, p. 397–435, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.5114/biolsport.2021.100265>. Acesso em: 30 jan. 2025.
- DÖRGE, H. C. *et al.* Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v. 20, n. 4, p. 293–299,

2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/026404102753576062>. Acesso em: 30 jan. 2025.

EL RASSI, G.; TAKEMITSU, M.; WORATANARAT, P.; SHAH, S.A. Lumbar spondylolysis in pediatric and adolescent soccer players. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 11, p. 1688–1693, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0363546505275645>. Acesso em: 30 jan. 2025.

FEDERATION INTERNATIONAL OF FOOTBALL ASSOCIATION (FIFA). FIFA Big Count 2006: 270 Million People Active in Football. **FIFA Communications Division Information Services**, v. 25, n. 7, p. 11-17, 2007. Disponível em: <http://www.fifa.com>. Acesso em: 9 out. 2024.

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

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

FULLENKAMP, A.M.; CAMPBELL, B.M.; LAURENT, C.M.; LANE, A.P. The contribution of trunk axial kinematics to post-strike ball velocity during maximal instep soccer kicking. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 5, p. 370–376, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0188>. Acesso em: 30 jan. 2025.

HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M.; EKSTRAND, J. Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 41, p. 327-335, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0363546512470634>. Acesso em: 30 jan. 2025.

HITI, C.J.; STEVENS, K.J.; JAMATI, M.K.; GARZA, D.; MATHESON, G.O. Athletic osteitis pubis. **Sports Medicine**, v. 41, n. 5, p. 361-76, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.050989>. Acesso em: 30 jan. 2025.

INOUE, K.; NUNOME, H.; IKEDA, A.; KINO, T.; SAKURAI, S.; YAMANAKA, M. Dynamics of the support leg in soccer instep kicking. **Journal of Sports Sciences**, v. 32, n. 11, p. 1023–32, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886126>. Acesso em: 30 jan. 2025.

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.

LANGHOUT, R.; TAK, I.; WESTEN, R.; LENSSEN, T. Range of motion of body segments is larger during the maximal instep kick than during the submaximal kick in experienced football players. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 57, n. 4, p. 388-395, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06107-7>. Acesso em: 30 jan. 2025.

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 30, n. 1, p. 26-31, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00003677-200201000-00006>. Acesso em: 30 jan. 2025.

LEES, A.; ASAI, T.; ANDERSEN, T. B.; NUNOME, H.; STERZING, T. The biomechanics of kicking in soccer: a review. **Journal Sports of Sciences**, v. 28, n. 8, p. 805-817, June 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.481305>. Acesso em: 30 jan. 2025.

LEES, A.; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal Sports Science**, v. 16, n. 3, p. 211-234, Apr. 1998. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/026404198366740>. Acesso em: 30 jan. 2025.

MENDIGUCHIA, J.; ALENTORN-GELI, E.; IDOATE, F.; MYER, G.D. 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. 359-66, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091250>. Acesso em: 30 jan. 2025.

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. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.09.006>. Acesso em: 30 jan. 2025.

NAITO, K.; FUKUI, Y.; MARUYAMA, T. Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. **Human Movement Science**, v. 29, n. 2, p. 259–276, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.04.008>. Acesso em: 30 jan. 2025.

NAVANDAR, A.; KIPP, K.; NAVARRO, E. Hip and knee joint angle patterns and kicking velocity in female and male professional soccer players: A principal component analysis of waveforms approach. **Journal of Sports Sciences**, v. 40, p. 1-12, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2121022>. Acesso em: 30 jan. 2025.

NUNOME, H.; ASAI, T.; HARA, T.; HIGASHIHARA, A.; SUGISAKI, N.; KAWAMURA, K. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 12, p. 2028–36, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005768-200212000-00025>. Acesso em: 30 jan. 2025.

NUNOME, H.; INOUE, K.; WATANABE, K.; AKIMA, H. Dynamic adjustment of submaximal effort soccer side-foot kicks. **Sports Biomechanics**, p. 1-15, 2023. <https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2227156>. Acesso em: 30 jan. 2025.

NUNOME, H.; INOUE, K.; WATANABE, K.; IGA, T.; AKIMA, H. Dynamics of submaximal effort soccer instep kicking. **Journal of Sports Sciences**, v. 36, n. 22, p. 2588-2595, 2018. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1470216>. Acesso em: 30 jan. 2025.

NUNOME, H.; LAI, A.; IKEDA, A.; KOZUKA, K.; APRIANTO, D.; STERZING, T. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v. 24, n. 5, p. 529–541, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640410500298024>. Acesso em: 30 jan. 2025.

PARRINGTON, L.; BALL, K.; MACMAHON, C. Kinematics of a striking task: accuracy and speed–accuracy considerations. **Journal of Sports Sciences**, v. 33, n. 4, p. 346–357, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.942685>. Acesso em: 30 jan. 2025.

PLAGENHOEF, S. Patterns of human motion. **Englewood Cliffs**, NJ: Prentice-Hall, 1971.

SERNER, A.; MOSLER, A.B.; TOL, J.L.; BAHR, R.; WEIR, A. Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 53, n. 3, p. 158-164, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099246>. Acesso em: 30 jan. 2025.

SERNER, A.; TOL, J.L.; JOMAAH, N.; WEIR, A.; WHITELEY, R.; THORBORG, K. et al. Diagnosis of acute groin injuries: a prospective study of 110 athletes. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 8, p. 1857–1864, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0363546515585123>. Acesso em: 30 jan. 2025.

SHAN, G.; WESTERHOFF, P. Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. **Sports Biomechanics**, v. 4, n. 1, p. 59-72, Jan. 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/14763140508522852>. Acesso em: 30 jan. 2025.

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 Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology**, v. 3, p. 23, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1758-2555-3-23>. Acesso em: 30 jan. 2025.

SHAN, G.; ZHANG, X.; WAN, B.; YU, D.; WILDE, B.; VISENTIN, P. Biomechanics of coaching maximal instep soccer kick for practitioners. **Interdisciplinary Science Reviews**, v. 44, p. 12-20, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/03080188.2018.1534359>. Acesso em: 30 jan. 2025.

SHAN, G. Influence of gender and experience on the maximal instep soccer kick. **European Journal of Sport Science**, v. 9, p. 107-114, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17461390802594250>. Acesso em: 30 jan. 2025.

SMIRNIOTOU, A.; KATSIKAS, C.; PARADISIS, G.; ARGEITAKI, P.; ZACHAROGIANNIS, E.; TZIORTZIS, S. Strength-power parameters as predictors of sprinting performance. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 48, n. 4, p. 447–454, 2008.

TABACHNICK, B. G.; FIDELL, L. S. Using multivariate statistics. **Journal of Applied Psychology**, v. 87, n. 4, p. 611-628, 2017.

THOMPSON, R.; WATSON, T. Is a professional soccer player's dominant lower limb at higher risk of injury than their non-dominant lower limb? A systematic review. **Physical Therapy Reviews**, v. 24, p. 314-329, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/10833196.2019.1662206>. Acesso em: 30 jan. 2025.

WILSON, J. M.; FLANAGAN, E. P. The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: A brief review. **Journal of Strength and Conditioning Association**, v. 22, n. 5, p. 1705-1715, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7>. Acesso em: 30 jan. 2025.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Título do Estudo: Influência da mecânica do corpo superior sobre os movimentos, momentos de força, fluxos de energia mecânica e desempenho do chute com o dorso do pé.

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 um *short* e calçado adequado para chutar. Inicialmente, seu peso e sua altura serão medidos com uma balança e altímetro. Logo após, serão afixados marcadores em seu tronco, pelve, pernas e pés 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. Inicialmente, serão realizadas algumas repetições como treinamento. Para um estudo, você realizará chutes com o máximo de força possível, antes e após um protocolo de exercícios que irão fadigar os músculos abdominais e extensores do tronco. Para o segundo estudo, você realizará chutes como o máximo de força possível, chutes com aproximadamente metade da força dos chutes com o máximo de força e chutes com máximo de força possível, mas com restrição dos movimentos da parte superior do corpo com uma placa de EVA presa ao seu tronco e mantendo seus braços próximos a ele. 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: Com relação ao primeiro estudo, os exercícios utilizados para indução de fadiga dos músculos abdominais e extensores do tronco podem desencadear alguns sintomas em você durante a sua execução como: incômodo muscular pelo acúmulo de lactato e câimbra. Pode causar, também, dor muscular tardia, nas 48 horas depois do fim da coleta. Porém, para amenizar esse quadro clínico, ao final de cada sessão experimental os músculos fadigados serão submetidos à crioterapia (i.e. aplicação de gelo) local para redução da dor e de resposta inflamatória muscular causada pelo exercício. Com relação ao segundo estudo, o uso de uma placa de EVA preza a região anterior do tronco dos participantes em uma das condições experimentais do chute pode gerar algum desconforto durante o chute. Porém, para evitar este risco de desconforto, os pesquisadores utilizarão espumas acolchoadas na região em que a placa incomodar.

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.

Rubrica do Voluntário

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 do telefone 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. Thales Rezende de Souza – Orientador

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

Diego da Silva Carvalho (Pesquisador)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia
Telefone: (31) 98600-5596 Fax: (31) 3409-4783
E-mail: diego.carvalho.fisio@gmail.com

Thales Rezende Souza (Professor Orientador)

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

ANEXOS – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP)

Na sequência, encontra-se anexado à tese o documento do parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) com a aprovação do projeto de pesquisa.

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influência da mecânica do corpo superior sobre os movimentos, momentos de força, fluxos de energia mecânica e desempenho do chute com o dorso do pé.

Pesquisador: Thales Rezende de Souza

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 55017822.0.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.266.653

Apresentação do Projeto:

Tratam-se de dois estudos quase-experimentais, nos quais todos os procedimentos serão realizados na escola de Educação física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG após assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. A amostra em ambos os estudos será constituída por praticantes amadores de futebol, do sexo masculino, jovens e assintomáticos, sem histórico de lesões e cirurgias ortopédicas. Para o primeiro estudo, serão administrados protocolos de exercícios isotônicos para indução de fadiga dos músculos abdominais e extensores do tronco em duas sessões experimentais com um intervalo de uma semana entre elas. Na primeira sessão, os participantes realizarão o protocolo de fadiga de um grupo muscular e, na semana seguinte, serão solicitados a retornar ao laboratório para realizar o protocolo do grupo muscular oposto. No início de cada sessão a máxima contração isométrica voluntária (MCIV) não fadigada dos músculos abdominais ou extensores do tronco será mensurado utilizando-se uma célula de carga fixada ao solo por um tensor ajustável e conectada ao tronco por meio de um colete adaptado (DAVIDSON, et al., 2004; MAEO et al., 2014). Em seguida, os músculos do tronco serão fadigados de modo que a força da MCIV dos participantes reduza linearmente ao longo da duração dos protocolos, para se alcançar o nível de fadiga desejado (60% da MCIV não fadigada). Para fadigar os músculos abdominais, os participantes serão orientados a realizar séries de flexão anterior do tronco, sobre uma maca, a cada minuto do protocolo de fadiga e uma flexão anterior isométrica (MCIV), a cada 2 minutos. Para fadigar os músculos extensores do tronco, os participantes serão orientados a

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º. Andar Sala 2005 Campus Pampulha

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

realizar séries de extensão do tronco, sobre um banco romano, a cada minuto do protocolo de fadiga e uma extensão isométrica (MCIV), a cada 2 minutos. Antes e imediatamente após administração dos protocolos de fadiga dos músculos do tronco será realizada uma avaliação cinemática e cinética do chute e da velocidade de partida da bola utilizando um sistema de análise de movimento tridimensional (Oqus). Os participantes serão requisitados a realizar chutes com força máxima atingindo a bola como a região dorsal do pé até que cinco sejam considerados válidos para análise, sendo estabelecido um limite máximo de quinze chutes em cada sessão experimental. Para o segundo estudo, os participantes serão submetidos à avaliação da cinemática e cinética do chute e da velocidade de partida da bola utilizando o mesmo sistema de análise de movimento tridimensional nas seguintes condições experimentais: (a) chute com força máxima, com movimentos livres do corpo superior; (b) chute submáximo (aproximadamente 60% da velocidade média da bola no chute com força máxima) com movimentos livres do corpo superior; (c) chute com força máxima, com restrição dos movimentos do corpo superior por meio de uma placa de EVA, de massa desprezível, fixada na região anterior do tronco e da manutenção do membro superior contralateral ao membro de chute próximo ao tronco. A sequência de condições experimentais será aleatorizada para cada participante. Os jogadores realizarão chutes com a região dorsal do pé até que cinco sejam considerados válidos para análise. Será estabelecido um limite máximo de quinze chutes em cada condição, a fim de evitar qualquer alteração do movimento dada por fadiga muscular. Para ambos os estudos, serão coletados dados cinemáticos do tronco (modelado como bissegmentado), da pelve e do membro inferior de chute. Uma análise de dinâmica inversa será realizada para se calcular o momento de força articular total nas articulações do tronco, quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. As respectivas potências articulares e segmentares serão calculadas para a realização de uma análise de fluxo de energia cinética angular, nos segmentos do tronco, da pelve, coxa, perna e pé. Todos os cálculos serão realizados considerando os movimentos no plano sagital. A comparação da velocidade de partida da bola entre as condições “chutes pré-fadiga” e “chutes pós-fadiga” será realizada por meio de testes-t pareados. Para o segundo estudo, a comparação das curvas de ângulo articular e segmentar, momento articular, potência articular e segmentar entre as três condições experimentais será realizado por meio de análises de variância para medidas repetidas do método de Mapeamento Paramétrico Estatístico (MPE-ANOVA). A comparação da velocidade de partida da bola entre as condições experimentais será realizada por meio de Análises de Variância (ANOVA) para medidas repetidas. Para todas as análises estatísticas, será considerado um nível de significância de 0,05. A amostra consistirá de 30 praticantes de futebol amador. Os critérios de

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º. Andar Sala 2005 Campus Pampulha

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

inclusão para participação no estudo serão: (1) ser do sexo masculino; (2) ter idade entre 18 e 35 anos; (3) possuir no mínimo 10 anos de experiência jogando futebol; (4) praticar o futebol como atividade de lazer pelo menos uma vez por semana, por um período mínimo de 1 ano; (5) não ter sofrido lesões musculoesqueléticas e/ou ter sido submetido a alguma cirurgia ortopédica nos membros inferiores, pelve e tronco nos últimos 6 meses; (6) não apresentar sintomas musculoesqueléticos nos membros inferiores, pelve e tronco nos últimos 3 meses; e (7) apresentar IMC menor ou igual a 28 Kg/m². Esse último critério será estabelecido para reduzir a quantidade de erros nas medidas cinemáticas, decorrentes de maior quantidade de tecidos moles no corpo dos participantes. Os critérios de exclusão de participação no estudo serão: (1) consumir novos medicamentos, bebidas alcóolicas e/ou estimulantes; (2) realizar algum tipo de treinamento e/ou exercícios físicos vigorosos – para ambos os critérios será considerado o período de 24 horas antes dos testes da pesquisa; (3) incapacidade de realizar a tarefa de chutar uma bola com o dorso do pé; (5) incapacidade de realizar os protocolos de fadiga propostos por esse estudo; (6) sofrer alguma lesão musculoesquelética durante a realização desses protocolos; e (7) presença de qualquer incômodo durante a realização dos chutes. A principal hipótese do primeiro estudo é que o desenvolvimento de fadiga dos músculos do tronco causará o declínio na capacidade de produção de força máxima e potência desses músculos que por sua vez, terá uma influência negativa sobre a cinemática, cinética, fluxos de energia mecânica ao longo da cadeia cinética. Já no segundo estudo a principal hipótese é que a restrição dos movimentos da parte superior do corpo no chute com esforço máximo causará redução nos níveis de participação do tronco quando comparado ao chute realizado com esforço máximo e sem restrição de movimentos da parte superior corpo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: O objetivo deste projeto será investigar a influência de modificações na mecânica do corpo superior sobre os movimentos, momentos de força, fluxos de energia mecânica e no desempenho do chute com o dorso do pé.

Objetivos Secundários: Estudo 1: investigar os efeitos da indução experimental de fadiga dos músculos abdominais e extensores do tronco sobre a cinemática, cinética, fluxos de energia mecânica e o desempenho no chute máximo com o dorso do pé. Estudo 2: comparar os níveis de participação do tronco na mecânica do chute realizado com esforço máximo, do chute realizado como esforço submáximo e do chute realizado com esforço máximo e restrição dos movimentos do corpo superior, para investigar seus efeitos sobre a cinemática, cinética, fluxos de energia mecânica e o desempenho no chute com o dorso do pé.

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º Andar Sala 2005 Campus Pampulha

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Em relação aos riscos, segundo o proponente, no primeiro estudo, os exercícios isotônicos utilizados para indução de fadiga dos músculos abdominais e extensores do tronco podem desencadear alguns sintomas nos participantes durante a sua execução como: incômodo muscular pelo acúmulo de lactato e câimbra. Pode causar, também, dor muscular tardia, nas 48 horas depois do fim da coleta. Porém, para amenizar esse quadro clínico, ao final de cada sessão experimental os voluntários serão submetidos à crioterapia local para redução da dor e de resposta inflamatória muscular causada pelo exercício. Com relação ao segundo estudo, o uso de uma placa de EVA preza a região anterior do tronco dos participantes em uma das condições experimentais do chute pode gerar algum desconforto durante o chute. Porém, para evitar este risco de desconforto, os pesquisadores utilizarão espumas acolchoadas na região em que a placa incomodar.

Já em relação aos benefícios, segundo o proponente, o futebol é um esporte coletivo popular, com um grande número de praticantes no mundo todo. O chute é uma ação ofensiva desse esporte, frequentemente realizada em situações de jogo ou treinamento que envolve movimentos complexos com a participação de toda a cadeia cinética, oferecendo grande demanda de estresse aos tecidos corporais podendo, algumas vezes, resultar em lesões. Sendo assim, o entendimento dos aspectos mecânicos relacionados ao chute é benéfico para os participantes da pesquisa, outros indivíduos que praticam esse esporte e pesquisadores, uma vez que oferecem elevada possibilidade de gerar conhecimento sobre: (a) o funcionamento da cadeia cinética durante execução desse gesto permitindo melhorar o desempenho do jogador nessa tarefa; (b) demandas de estresse aplicadas aos tecidos biológicos durante a realização do chute, que podem resultar em lesões musculoesqueléticas. E na perspectiva clínica, tal entendimento também é benéfico, pois através do mesmo, profissionais de saúde e do esporte podem planejar intervenções de prevenção e reabilitação de lesões relacionadas ao chute e o retorno do jogador ao esporte de forma mais segura. Não haverá nenhum benefício direto para os participantes do estudo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto de pesquisa do doutorado em Ciências da Reabilitação. Apresenta baixo custo, com financiamento próprio. Segundo parecer consubstanciado da câmara departamental, o projeto é viável e importante para sua área, sendo que o pesquisador responsável possui capacidade técnica para sua execução. O cronograma apresentado está de acordo e indica viabilidade para realização

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 - 2º. Andar - Sala 2005 - Campus Pampulha

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 5.266.653

da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados os seguintes termos obrigatórios: informação básicas do projeto, parecer da câmara, folha de rosto assinada e projeto detalhado. Também foi apresentado o TCLE, no qual não consta espaço para rubrica dos voluntários na primeira página e do pesquisador responsável na primeira e na segunda página. Também, não foram apresentadas informações acerca do armazenamento dos dados coletados.

Recomendações:

Inserir no TCLE espaço para rubricas, conforme apontado nas considerações sobre os termos, além informar o período em que os dados coletados serão armazenados. O campo de assinatura do participante precisa estar na mesma página do campo de assinatura dos pesquisadores.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Desde que as recomendações sejam atendidas, somos, S.M.J., favoráveis à aprovação do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1800878.pdf	07/01/2022 12:08:17		Aceito
Outros	Parecer_Camara_Departamento_Fisioterapia_UFMG.pdf	07/01/2022 12:06:51	Diego da Silva Carvalho	Aceito
Folha de Rosto	Folha_De_Rosto_Assinada.pdf	07/01/2022 11:59:42	Diego da Silva Carvalho	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Modelo_de_Termo_de_Consentimento_Livre_e_Esclarecido.pdf	04/08/2021 22:46:45	Thales Rezende de Souza	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura	Projeto_de_Pesquisa.pdf	04/08/2021 22:46:23	Thales Rezende de Souza	Aceito

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º. Andar Sala 2005 Campus Pampulha

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 5.266.653

Investigador	Projeto_de_Pesquisa.pdf	04/08/2021 22:46:23	Thales Rezende de Souza	Aceito
--------------	-------------------------	------------------------	----------------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 26 de Fevereiro de 2022

Assinado por:
Críssia Carem Paiva Fontainha
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º. Andar Sala 2005 Campus Pampulha

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br