

Sabrina Penna Cintra

**EFEITOS IMEDIATOS DE UMA ÓRTESE ELÁSTICA NO TRONCO NA  
BIOMECÂNICA E NO DESEMPENHO DO CHUTE EM PRATICANTES DE  
FUTEBOL: um estudo de viabilidade**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2020

Sabrina Penna Cintra

**EFEITOS IMEDIATOS DE UMA ÓRTESE ELÁSTICA NO TRONCO NA  
BIOMECÂNICA E NO DESEMPENHO DO CHUTE EM PRATICANTES DE  
FUTEBOL: um estudo de viabilidade**

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

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

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

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

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2020

C575e Cintra, Sabrina Penna  
2020 Efeitos imediatos de uma órtese elástica no tronco na biomecânica e no desempenho do chute em praticantes de futebol: um estudo de viabilidade. [manuscrito] / Sabrina Penna Cintra – 2020.  
51 f., enc.: il.

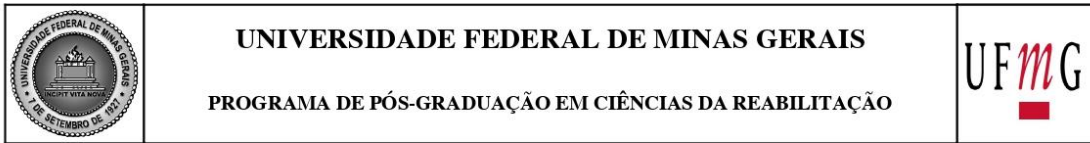
Orientador: Thales Rezende de Souza  
Coorientador: Sergio Teixeira da Fonseca

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

Bibliografia: f. 05-45

1. Futebol – Teses. 2. Jogadores de futebol - Teses. 3. Biomecânica. 4. Postura humana - Teses. 5. Membros inferiores - Teses. I. Souza, Thales Rezende de. II. Fonseca, Sergio Teixeira da. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76



## ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA SABRINA PENNA CINTRA

Realizou-se, no dia 22 de outubro de 2020, às 14:00 horas, Virtual, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *EFEITOS AGUDOS DE UMA ÓRTESE ELÁSTICA NO TRONCO NA BIOMECÂNICA E NO DESEMPENHO DO CHUTE EM PRATICANTES DE FUTEBOL: um estudo de viabilidade*, apresentada por SABRINA PENNA CINTRA, número de registro 2018726085, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Thales Rezende de Souza - Orientador (UFMG), Prof(a). Juliana de Melo Ocarino (UFMG), Prof(a). Mauro Heleno Chagas (UFMG).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.  
Belo Horizonte, 22 de outubro de 2020.



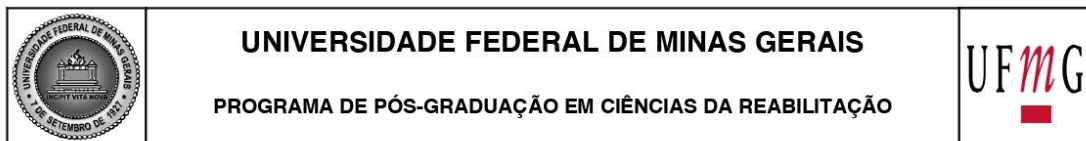
Prof(a). Thales Rezende de Souza (Doutor)



Prof(a). Juliana de Melo Ocarino (Doutora)



Prof(a). Mauro Heleno Chagas (Doutor)



## FOLHA DE APROVAÇÃO

**EFEITOS AGUDOS DE UMA ÓRTESE ELÁSTICA NO TRONCO NA BIOMECÂNICA E NO DESEMPENHO DO CHUTE EM PRATICANTES DE FUTEBOL:  
um estudo de viabilidade**

**SABRINA PENNA CINTRA**

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

Aprovada em 22 de outubro de 2020, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Thales Rezende de Souza - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Juliana de Melo Ocarino  
UFMG

  
Prof(a). Mauro Heleno Chagas  
UFMG

Belo Horizonte, 22 de outubro de 2020.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ser minha fonte diária de energia e serenidade. Agradeço à minha mãe, Denise, e irmão, Lucas, pelo amor e apoio incondicionais e por entenderem a minha ausência em vários momentos deste período. Ao meu pai, Roney, por me motivar e encorajar sempre. Agradeço ao meu namorado, Vinícius, por acreditar em mim e por dividir comigo cada momento desta caminhada. Aos meus avós e familiares, agradeço imensamente por todo o carinho e cuidado. Em especial às minhas primas Isabelle e Isadora, pelas longas conversas. Aos meus amigos e amigas por me proporcionarem tantos momentos maravilhosos. Agradeço em especial às amigas do colégio e às amizades que a fisioterapia me deu, Jéssica, Fernanda e Amanda, por estarem sempre presentes. Sou grata por ter todos vocês em minha vida!

Agradeço de forma especial ao professor Thales Rezende de Souza pela impecável orientação e suporte. Sou grata e me orgulho do profissional brilhante e pessoa incrível que você é. Começou me inspirando enquanto professor de ortopedia e definitivamente me inspira ainda mais a cada dia! Obrigada pela oportunidade de aprender tanto com você! Ao professor Sergio Teixeira da Fonseca, pelas valiosas intervenções e considerações acerca deste trabalho. Sua contribuição fez toda a diferença para o meu desenvolvimento enquanto aluna de mestrado.

Aos colegas do Laboratório de Análise do Movimento (LAM), Priscila, Fabrício, Líria, Diego, Renatha, Camila, Aline, Bruna, Mariana e Breno, obrigada pelas ricas reuniões, conversas, e por estarem sempre dispostos a me ouvir e acolher. Agradeço aos alunos de iniciação científica envolvidos neste trabalho: Douglas, Bruna, Júlia, Larissa, Rafaela, Vinícius e Breno, a participação de cada um de vocês foi essencial! Aos demais professores que contribuíram com a minha formação e me inspiraram ao longo dessa jornada, o meu muito obrigada!

## RESUMO

Considerando a participação do tronco no chute do futebol, uma órtese elástica, conectando o tronco aos membros inferiores, pode melhorar o desempenho nessa tarefa. Essa órtese pode ter efeitos imediatos na mecânica do chute, porém, há maior potencial de efeitos após um período de aprendizado, em médio e longo prazos. Antes da realização de estudos longitudinais, é necessário que seja testada a viabilidade de se investigar os efeitos da órtese na biomecânica e no desempenho do chute. Para isso, esse estudo investigou se o uso imediato de uma órtese elástica: permitiria coletar a cinemática de tronco e pelve; geraria mudanças biomecânicas no tronco de acordo com o mecanismo de ação proposto; restringiria amplitudes de movimento do tronco; e prejudicaria a biomecânica do membro inferior e o desempenho do chute. A órtese utilizada constitui-se de quatro faixas elásticas cruzadas no tronco e quadril e fixadas por ancoragens inelásticas. Participaram do estudo 26 homens ( $24 \pm 13$  anos; tempo de experiência  $13 \pm 6$  anos) e foram coletados sete chutes com força máxima e dorso do pé, em quatro condições: controle, tensão confortável, “ótima” e alta tensão do elástico. Ângulos e momentos das articulações tóraco-lombar, lombo-pélvica, e do membro inferior de chute, foram medidas no plano sagital. As mesmas variáveis foram calculadas para as duas articulações do tronco no plano transversal. Amplitudes de movimento articular do tronco e membro inferior de chute e a velocidade de partida da bola foram computadas. Análises de variância (ANOVAs) de medidas repetidas e testes-t pareados, do método de Mapeamento Estatístico Paramétrico, foram utilizados para comparação de séries temporais. ANOVAs de medidas repetidas foram usadas para comparar as amplitudes dos movimentos articulares. As comparações foram entre as condições experimentais e a condição controle. O nível de significância foi estabelecido a 0,05. A coleta de dados cinemáticos dos segmentos do tronco e pelve foi viável com o uso da órtese. A condição de alta tensão aumentou significativamente o ângulo de extensão da articulação tóraco-lombar ( $p=0,027$ ). Nas condições de tensões “ótima” e alta, a órtese aumentou a rotação da articulação tóraco-lombar para o lado do membro de apoio ( $p<0,01$ ) e aumentou o torque rotador de tronco para o mesmo lado ( $p=0,045$ ). Para os demais ângulos, amplitudes e momentos articulares, e velocidade da bola, não houve efeito significativo. Conclui-se que o uso imediato da órtese elástica no tronco (a) não inviabilizou a coleta de dados laboratoriais, (b) produziu efeitos coerentes com o mecanismo de ação proposto, apesar de terem ocorrido apenas para a articulação tóraco-lombar (e não para a lombo-pélvica), (c) não restringiu as amplitudes de movimento articular, e (d) não levou a mudanças inesperadas ou indesejadas na biomecânica do membro de chute e no desempenho do chute. Assim, pode-se considerar que o estudo dos efeitos da órtese elástica é viável e que os efeitos a médio e longo prazos, após período de aprendizado, devem ser investigados.

**Palavras-chave:** Biomecânica. Chute de futebol. Cinemática do tronco. Cinética do tronco. Órtese. Faixa elástica.

## ABSTRACT

Considering the trunk's participation in football kicking biomechanics, an elastic orthosis for the trunk, developed for kicking, can improve this task's performance. This intervention can have immediate effects; however, there is a greater potential for the effects to emerge after the learning period, in the mid and long-terms. Before conducting longitudinal studies, it is necessary to test the feasibility of investigating an orthosis's effects on the biomechanics and kicking performance. This study investigated whether the use of elastic orthosis: allows collecting the kinematics of the trunk and pelvis; generates biomechanical changes in the trunk according to the proposed mechanism of action; restricts the range of motion of the trunk; impairs the biomechanics of the lower limb and the performance of the kick. The orthosis consisted of four elastic bands crossing the trunk and hips, and fixed by inelastic anchors. Twenty-six men participated in the study ( $24 \pm 13$  years; experience time  $13 \pm 6$  years) and performed seven instep kicks with maximum strength in four conditions: control, "comfortable tension", "optimal tension", and "high elastic tension". Angles and moments of the thoracolumbar, lumbopelvic, and kicking limb joints were measured in the sagittal plane. The same variables were calculated for the upper and lower trunk in the transverse plane. Amplitudes of joint movement of the trunk and kicking limb, and the ball velocity were computed. Repeated measures analysis of variance (ANOVAs) and paired t-tests, using the Parametric Statistical Mapping method, were used to compare time series. Repeated measures ANOVAs were used to compare the range of motion. Comparisons were made between experimental conditions and the control condition, and the level of significance was 0.05. The kinematic data collection of the trunk and pelvis segments was feasible using the orthosis. The condition of high tension significantly increased the extension angle of the thoracolumbar joint ( $p = 0.027$ ). At optimal and high tension conditions, the orthosis increased the rotation of the thoracolumbar joint to the side of the supporting limb ( $p < 0.01$ ) and increased the rotator torque of the trunk to the same side ( $p = 0.045$ ). There was no significant effect on the other angles, amplitudes and articular moments, and ball velocity. It is concluded that the use of the trunk elastic orthosis (a) did not make the collection of laboratory data unfeasible, (b) produced effects consistent with the proposed mechanism of action, despite having occurred only for the thoracolumbar joint (and not for lumbopelvic), (c) did not restrict the joints' ranges of motion, and (d) did not lead to unexpected or unwanted changes in the biomechanics of the kicking limb and kick performance. Thus, it can be considered that the study of the effects of elastic orthosis is feasible and that the mid- and long-term effects, after the learning period, should be investigated.

**Keywords:** Biomechanics. Football kick. Trunk kinematic. Trunk kinetic. Orthosis. Elastic band.

**LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

Figura 1 – Fluxos de energia entre os segmentos do corpo durante o chute	16
Figura 2 – Disposição das faixas elásticas	25
Figura 3 – Localização dos marcadores passivos e clusters de rastreamento	26
Figura 4 – Marcadores passivos e cluster de rastreamento da bola	27
Figura 5 – Setup de coleta e posição de saída dos participantes	29
Figura 6 – Curvas de momento e ângulo da articulação toracolombar	32
Figura 7 – Curvas médias dos ângulos articulares do membro inferior de chute	35
Figura 8 – Curvas médias dos momentos articulares do membro inferior de chute	36

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 – Percentual de deformação das faixas elásticas	28
Tabela 2 – Amplitudes de movimento articular	33
Tabela 3 – Velocidade da bola	33

## PREFÁCIO

Esta dissertação foi elaborada de acordo com as regras do formato opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. A primeira parte é composta de uma introdução, em que é realizada uma revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa e é apresentado o objetivo deste estudo. A segunda parte consiste no artigo desenvolvido. O artigo foi elaborado de acordo com as regras da *Journal of Sports Sciences* (ISSN: 0264-0414 - Print; 1466-447X - Online). Por fim, são apresentadas as considerações finais, referências bibliográficas, anexos e o mini currículo.

## SUMÁRIO

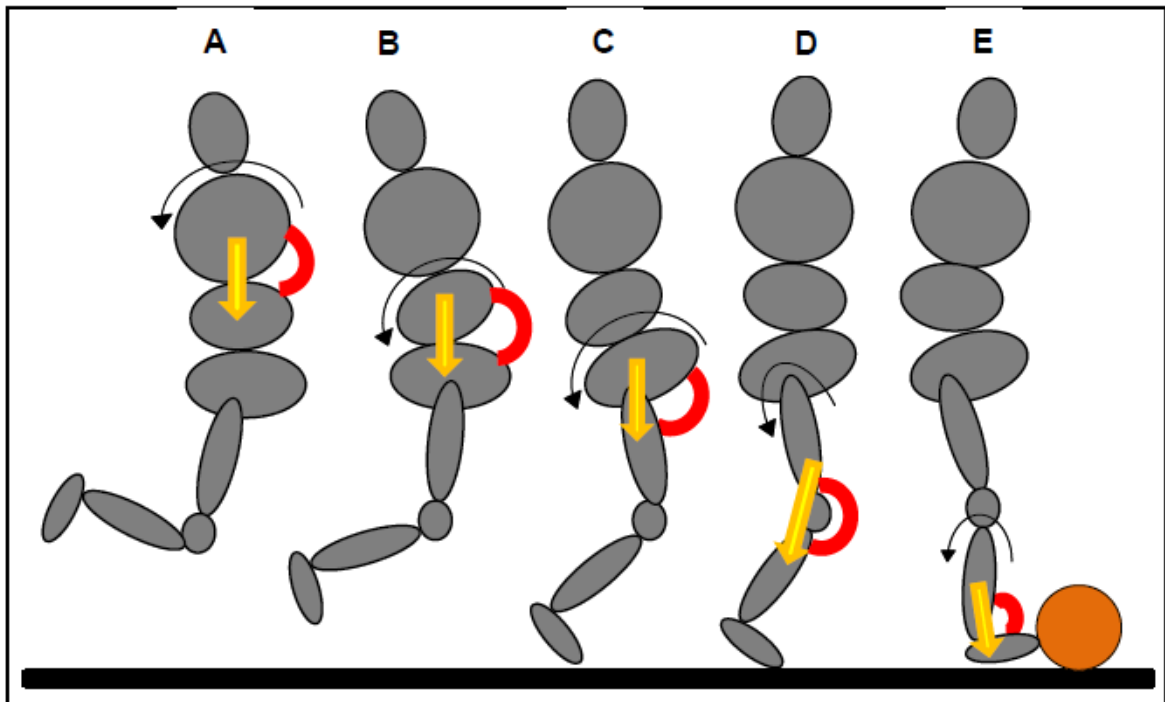
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>2 ARTIGO .....</b>	<b>20</b>
2.1 Abstract .....	21
2.2 Introduction .....	22
2.3 Methods .....	24
2.4 Results .....	31
2.5 Discussion .....	37
2.6 Conclusion .....	39
<b>3 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>40</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>42</b>
<b>ANEXO I – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....</b>	<b>47</b>
<b>ANEXO II – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética .....</b>	<b>50</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Durante o chute do futebol, o membro inferior transfere energia cinética para a bola, por meio do contato entre o pé em movimento e a bola. Para que o membro inferior se movimente em direção à bola, torques são produzidos nas articulações para gerar e transferir energia mecânica entre os segmentos do membro inferior e a bola <sup>1</sup>. O conhecimento desses torques possibilita compreender as estratégias mecânicas para a realização do chute. Além disso, os torques articulares e as cargas mecânicas impostas sobre os tecidos do membro inferior, associadas ao grande número de repetições e alta intensidade do gesto, favorecem o surgimento de lesões, como estiramentos musculares, rupturas ligamentares, tendinopatias, bursites, além de dor lombar e lesões nas articulações pélvicas, sacro-íliacas e sínfise púbica, relacionadas à mecânica do membro inferior de chute <sup>2-6</sup>. Assim, o entendimento da biomecânica do chute favorece a compreensão dos mecanismos associados ao desempenho do chute e à ocorrência de lesões.

Um estudo sobre o chute demonstrou que existem transferências de energia específicas entre o tronco superior e inferior, e entre o tronco inferior e a pelve durante o chute com força máxima, realizado com o dorso do pé e com bola parada <sup>7</sup>. Foi observado que, nos instantes iniciais do chute, os torques articulares predominantemente flexores, ocorridos no tronco, produzem fluxos de energia mecânica descendentes em direção ao membro inferior de chute, favorecendo a inclinação posterior de cada segmento. Nessa fase do chute, os fluxos de energia entre os segmentos do tronco e o membro inferior de chute mostram uma sequência temporal que se inicia no tronco superior e termina no pé (Figura 1). Esta sequência parece participar da aceleração dos movimentos do membro inferior de chute, aumentando a velocidade angular do pé no contato com a bola <sup>7</sup>. Tem sido proposto que torques flexores do tronco, bem como de tecidos anteriores do corpo, apresentam grande importância em momentos específicos do chute, antes do contato com a bola <sup>1; 8</sup>, o que contribui para a transferência de energia no sentido descendente <sup>7</sup>. Além disso, torques de rotação do tronco no plano transversal também participam de transferências de energia para o membro inferior <sup>1; 8</sup>. Os torques de rotação do tronco podem favorecer a rotação anterior da pelve que, por sua vez, ajudaria a levar o membro de chute à frente. Isso é corroborado por achados de que a rotação do tronco no plano transversal está relacionada com o aumento da velocidade de extensão do joelho no chute <sup>9</sup>. Assim, durante as fases iniciais do chute, os torques flexores e rotadores do tronco parecem participar das transferências de energia mecânica para o membro inferior de chute, envolvidas na produção dos movimentos desse membro em direção à bola.

Figura 1. As setas amarelas representam a direção dos fluxos de energia entre os segmentos do corpo, tendo início no tronco e terminando no pé de chute. As setas pretas representam o movimento de inclinação posterior dos segmentos e os arcos vermelhos representam os momentos articulares gerados pelos tecidos moles anteriores do corpo.



Fonte: Carvalho, 2017.

Uma vez que o tronco pode influenciar a transferência de energia e a carga imposta em articulações do membro inferior no chute, manipulações da biomecânica do tronco podem modificar o desempenho deste gesto esportivo. Ao comparar a cinemática do chute entre jogadores experientes e inexperientes, foi demonstrado que jogadores com mais experiência utilizaram mais o movimento de rotação e flexão do tronco durante o chute, favorecendo um aumento da velocidade de saída da bola <sup>10</sup>. Outro estudo investigou os efeitos de um programa de fortalecimento muscular de membros superiores e tronco e, apesar de não ter ocorrido aumento da velocidade da bola (i.e. potência do chute), foi observado que o grupo que recebeu o fortalecimento aumentou a extensão de quadril e a rotação de tronco para o lado contralateral ao membro inferior de chute <sup>11</sup>. Esta mudança teria o potencial, em médio e longo prazos, de aumentar a velocidade de partida da bola por favorecer o mecanismo de aproveitamento de energia através do alongamento de tecidos anteriores do tronco e coxa, além de favorecer o mecanismo de transferência de energia do tronco para o membro inferior de chute através do aumento da rotação do tronco. Além da manipulação de recursos

corporais, o uso de recursos externos ao corpo, que podem afetar a biomecânica do tronco e sua interação com o membro de chute, têm o potencial de modificar o padrão de movimento e o desempenho. Entretanto, após uma extensa pesquisa na literatura, não foram encontrados estudos que investigaram os efeitos de recursos mecânicos externos durante o chute de futebol.

O corpo humano, quando exposto a um recurso mecânico externo (e.g. órteses com molas ou elásticos), pode se adaptar, utilizando deste mecanismo para desempenhar uma tarefa motora <sup>12-16</sup>. Por exemplo, o recurso externo pode ser usado de forma a reduzir a ativação muscular e o gasto energético necessários para a execução do movimento <sup>12; 17; 18</sup>. Neste caso, o indivíduo substitui parte da contribuição feita por seus recursos intrínsecos pelo recurso extrínseco oferecido, mantendo o mesmo nível de desempenho comparado à ausência do auxílio externo. Ao utilizar uma órtese com mola nos membros inferiores durante o salto, pesquisadores observaram que houve uma redução na ativação dos músculos flexores plantares, a fim de compensar a rigidez adicionada pela mola, o que manteve a rigidez total do conjunto pernas-molas constante <sup>12</sup>. Esse tipo de adaptação parece ocorrer quando o objetivo da tarefa é manter o mesmo desempenho realizado sem o recurso externo. Outra possibilidade de adaptação existente é a utilização do novo recurso para adicionar aos recursos intrínsecos e assim, melhorar o desempenho. A melhora do desempenho pode ocorrer mesmo com a redução do gasto energético, como em um estudo que mostrou um aumento significativo da velocidade de marcha ao utilizar a órtese de tornozelo-pé com mola <sup>17</sup>.

O desenvolvimento e uso de tecnologias esportivas têm tido grande influência no desempenho em diversas modalidades de esporte, como demonstrado pela melhora nos resultados obtidos por atletas olímpicos ao longo do último século <sup>19</sup>. É possível que um recurso mecânico externo desenvolvido para otimizar o uso do tronco no chute possa modificar o padrão e desempenho desse gesto. Um recurso externo cujo mecanismo de ação seja o aumento dos torques flexores do tronco durante as fases iniciais do chute pode otimizar a transferência de energia mecânica descendente e, assim, melhorar o desempenho do chute máximo. Esse mecanismo de ação incluiria, também, aumento nos torques rotadores axiais do tronco para favorecer as porções inferiores do tronco e a pelve a realizar a rotação anterior que auxilia no deslocamento do membro de chute em direção à bola. Um recurso externo com esse objetivo poderia ser uma órtese elástica cuja configuração permitiria que torques flexores de tronco fossem produzidos durante a extensão de tronco ocorrida nas fases iniciais do chute. Essa órtese elástica também seria configurada de forma a produzir um torque de rotação axial do tronco (entre o tronco e a pelve) durante as fases iniciais do chute. Para cumprir estes

requisitos, a órtese poderia ser composta de duas faixas elásticas tensionadas que se cruzam na frente e atrás (em formato de “X”), conectando os ombros aos quadris contralaterais. A órtese configurada nesse formato teria o potencial de otimizar os mecanismos de participação do tronco no chute máximo e modificar o desempenho no chute.

Algumas órteses elásticas produzem efeitos desejados, como melhora no desempenho ou alterações cinemáticas, com pouco tempo de uso (5 a 10 minutos) ou mesmo sem nenhum tempo para adaptação prévia <sup>16; 20; 21</sup>. Outras órteses produzem os mesmos efeitos desejados em médio e longo prazos, possivelmente por permitir um tempo maior de prática, e, conseqüentemente, novas habilidades motoras <sup>22; 23</sup>. Espera-se que uma órtese elástica aplicada sobre o tronco produza efeitos desejados no chute médio e longo prazos, como discutido por Assis (2013) e observado por Prieske *et al.* (2016) após um período de intervenção de 9 semanas. Dessa forma, os efeitos da órtese elástica do tronco deveriam ser investigados considerando um período de adaptação e aprendizagem de seu uso como um recurso biomecânico para o chute. Entretanto, antes da realização de estudos longitudinais, é necessário investigar a viabilidade do estudo cinemático e cinético dos efeitos do uso da órtese no chute. Estudos de viabilidade investigam os requerimentos para a realização de estudos que demandam maiores recursos e tempo, como a possibilidade da realização de coletas de dados, a presença de efeitos mínimos desejados e a ausência de efeitos indesejados <sup>24; 25</sup>. A viabilidade da realização de estudos longitudinais sobre o efeito do uso da órtese elástica depende da possibilidade de, com a presença da órtese, rastrear movimentos do tronco e da pelve durante o chute, gerar efeitos biomecânicos imediatos que indicam a presença do mecanismo de ação da órtese (como o aumento de torques flexores e rotadores e a adoção de padrões de movimento que indicam aproveitamento desses torques), e não gerar os efeitos indesejados, como a limitação das amplitudes de movimentos articulares e redução da velocidade de partida da bola. Apesar das expectativas de aumento de desempenho (i.e., aumento da velocidade da bola), e de mudanças biomecânicas relacionadas em prazos mais longos, existe também o potencial da ocorrência de efeitos de curto prazo, o que deve ser investigado.

O objetivo geral foi investigar se é viável estudar os efeitos de uma órtese elástica de tronco na biomecânica e no desempenho do chute de futebol. De forma específica, investigar se o uso agudo da órtese elástica: (a) permitiria coletar a cinemática de tronco bissegmentado e pelve; (b) geraria mudanças biomecânicas imediatas no movimento do tronco, indicativas da presença do mecanismo de ação proposto para a órtese; (c) restringiria as amplitudes de

movimento do tronco e membro inferior de chute; e (d) geraria mudanças no padrão de movimento das articulações do membro de chute e na velocidade de partida da bola.

A hipótese é que é viável coletar a cinemática do tronco/pelve e estudar os efeitos desta órtese elástica de tronco na biomecânica e no desempenho do chute, e que o uso agudo desta órtese gera mudanças no movimento do tronco (e também no membro inferior e no desempenho do chute), condizentes com o mecanismo de ação proposto, sem que haja restrições de amplitudes de movimento.

## 2 ARTIGO

### **Immediate effects of a trunk elastic orthosis on kicking biomechanics and performance in recreational football players: a feasibility study**

Sabrina P. Cintra<sup>1</sup>, Sérgio T. Fonseca<sup>1</sup>, Diego S. Carvalho<sup>1</sup>, Fabrício A. Magalhães<sup>1</sup>, Priscila A. Araújo<sup>1</sup>, Thales R. Souza<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Graduate Program in Rehabilitation Sciences, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil.

Conflict of Interest: "None declared" / "Not applicable"

Ethical Approval: The Research Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais approved this study (CAAE - 35226819.6.0000.5149).

Funding: This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) (Finance Code 001).

Corresponding Author:

Name: Thales R. Souza

Mailing address: Department of Physical Therapy, School of Physical Education, Physiotherapy and Occupational Therapy, Federal University of Minas Gerais

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

Phone number: (55) 31-3409-7405 / Fax number: (55) 31-3409-4781.

E-mail address: thalesrs@ufmg.br

## 2.1 ABSTRACT

Considering the trunk's participation in football kicking biomechanics, an elastic orthosis for the trunk can improve kick's performance. This intervention can have both immediate and long-term effects; however, before conducting longitudinal studies, it is necessary to test the feasibility of investigating an orthosis's effects on the biomechanics and kicking performance. The main objective was to investigate whether it is feasible to study the effects of an elastic trunk orthosis on biomechanics and the performance of soccer kick. Twenty-six men participated in the study and performed instep kicks with maximum strength in four conditions. Angles and moments of the thoracolumbar, lumbopelvic, and kicking limb joints were measured, and amplitudes of joint movement of the trunk and kicking limb, and the ball velocity were computed. The condition of high tension significantly increased the extension angle of the thoracolumbar joint ( $p = 0.027$ ). At optimal and high tension conditions, the orthosis increased the rotation of the thoracolumbar joint to the side of the supporting limb ( $p < 0.01$ ) and increased the rotator torque of the trunk to the same side ( $p = 0.045$ ). There was no significant effect on the other angles, amplitudes and articular moments, and ball velocity. It is concluded that is feasible to study the effects of the trunk elastic orthosis in football players and the orthosis produced effects consistent with the proposed mechanism of action for the trunk, without any restrictions in joints' ranges of motion or reduction of ball speed.

**Keywords:** biomechanics; football kick; trunk kinematic; trunk kinetic; orthosis; elastic band.

## 2.2 INTRODUCTION

The upper body has been receiving considerable attention during the investigation of the football kicking biomechanics and performance<sup>8; 10; 26</sup>. Previous theoretical considerations had proposed that appropriate trunk motion and moments, in the sagittal and transverse planes, are important for kicking performance and to prevent lower limb overloading<sup>1; 8</sup>. In addition, trunk flexor moments, as well as anterior body tissues, occur mainly during trunk extension and are of great importance at specific moments of the kick, before the contact with the ball<sup>1; 8</sup>. The trunk rotation moments in the transverse plane also participate in energy transfers to the kicking lower limb<sup>1; 8</sup>. Trunk rotation moments can facilitate the anterior rotation of the pelvis, which, in turn, would help to bring the kicking limb forward. This is corroborated by findings that the rotation of the trunk in the transverse plane is related to the increase in the knee extension speed in the kick<sup>9</sup>. Thus, during the initial phases of the kick, the flexor and rotator torso moments tend to participate in the transfer of mechanical energy to the kicking lower limb, contributing to the movement that anticipates contact with the ball. Exploiting the trunk motion would contribute to improving the forward kicking<sup>1; 8</sup>. Consistently, it has been observed that experienced players show more trunk axial rotation and extension-flexion than inexperienced players during the kick<sup>27</sup>. Therefore, interventions that can affect the trunk biomechanics may modify kicking mechanics and performance.

Sports technologies such as specially designed garments greatly influence performance in several sports, as they provide external resources to the body<sup>19</sup>. When exposed to an external mechanical resource (e.g., springy or elastic components), the human body can take advantage of this resource to perform a motor task<sup>12; 13; 14; 15; 16</sup>. External resources can help to reduce muscle activation and energy consumption<sup>12; 17; 18</sup> to preserve or improve performance<sup>17</sup>. For example, in a maximal kick task, an external resource could improve kicking biomechanics and impact the athlete's performance. An elastic trunk orthosis, crossing around the trunk (in an "X" shape) by connecting the shoulders to the contralateral hips, could be used for this purpose. Elastic orthoses may provide additional trunk sagittal and axial moments during the initial phases of the kick<sup>1</sup>, and potentially optimize trunk exploitation to improve kicking biomechanics and performance. An orthosis made in this way could improve kick performance and be used during football players' training, favoring the acquisition of new motor skills, or could also be used, in short term, with the objective of reducing torque generation, in specific cases of athletes who are returning to training after injury.

Some elastic orthoses, used in different motor tasks, produce the desired effects even with a short time of use (5 to 10 minutes) <sup>16; 21</sup> or without any time for adaptation <sup>20</sup>. Other orthoses only produce the desired effects in the mid- and long-term, as they require a longer practice to induce motor learning <sup>22; 23</sup>. It is possible that a trunk's elastic orthosis will only produce the desired effects in the mid- and long-term, as found in previous studies with external devices <sup>22; 23</sup>. This can be reinforced by the discussion of Assis (2013) after a trunk muscles' resistance protocol and observations of Prieske et al. (2016) after a 9-week intervention period with a CORE's strength protocol. The trunk orthosis is anatomically located remote from the desired end-effect (i.e., lower limb and ball). Therefore, it may require the motor system to learn how to better exploit the chain effects on the trunk and lower limb segments and joints, during kicking. Thus, the effects of using the trunk's elastic orthosis should be investigated longitudinally, with a planned time for adaptation and learning period.

To conduct longitudinal studies, it is necessary to investigate the feasibility of investigating the biomechanical effects of using the orthosis during kicking. Feasibility studies examine requirements of studies that need resources and time to be successfully carried out. These requirements include the methodological possibility of conducting the data collection, the presence of the desired effects (i.e., selected action mechanisms), and the absence of unwanted effects <sup>24; 25</sup>. The feasibility of carrying out longitudinal studies on the effect of using the trunk elastic orthosis depends on the possibility of tracking movements of the trunk and pelvis during the kick, the presence of immediate biomechanical effects consistent with the proposed action mechanism on the trunk (such as trunk motion suggesting orthosis exploitation and increases in trunk moments), and the absence of restriction of the joints' ranges of motion, which would impair the movement mechanics and reduce the ball velocity.

The main objective was to investigate whether it is feasible to study the effects of an elastic trunk orthosis on biomechanics and the performance of soccer kick. Specifically, investigate whether the use of the elastic orthosis: (a) allows collecting of the kinematics of a bisegmented trunk; (b) generates the immediate biomechanical changes consistent with the proposed action mechanism; (c) restricts the range of motion of the trunk and kicking limb joints; and (d) changes lower limb joints' biomechanics and the ball velocity. The hypothesis is that it is feasible to study the effects of the use of an elastic orthosis on the trunk, and that these effects are favorable to the participation of the trunk and pelvis in the mechanics of the kick (i.e. increasing the joint moments of the trunk and pelvis), without any major restrictions

on the range of motion. It may also generate other effects, such as increasing the joint moment of the kicking limb and ball velocity.

## 2.3 METHODS

### Participants

Twenty-six male individuals participated in the study, with an average age of 24 ( $\pm 13$ ) years, body weight 76.6 ( $\pm 9.24$ ) kg, and height 1.81 ( $\pm 0.08$ ) m. The experience with football was 13 ( $\pm 6$ ) years, and all individuals had the right lower limb as dominant. The inclusion criteria were: (1) age between 18 and 35 years; (2) playing football as a leisure activity at least once a week and having at least one year of football experience; (3) absence of musculoskeletal injuries and pain in the trunk, pelvis and lower limbs in the last six months; and (4) body mass index less than or equal to 25 kg/m<sup>2</sup>. This last criterion was established to reduce the number of errors in the kinematic measurements, resulting from the greater amount of soft tissue<sup>28</sup>. The exclusion criterion was the presence of discomfort that could preclude kicking performance. The sample size was calculated using data from a pilot study conducted with 10 participants. This calculation considered a statistical power of 80% and a significance level of 0.05. The outcome variable used for this calculation was the ball velocity.

### Instruments

The orthosis used for the study's experimental conditions consisted of four elastic bands, crossed in front and behind the participant's trunk and hips, to increase the passive mechanical resistance to extension-flexion and axial rotation of the trunk. The strips were placed with some level of pre-tension<sup>29</sup>, so that they had tension in most body positions. The bands have a non-linear length-tension curve<sup>16</sup> and, therefore, antagonistic elastics (i.e., extensors VS flexors; rotators to the right VS rotators to the left), under tension, increase the stiffness of the trunk and hips in opposite angular directions<sup>29</sup>, in the sagittal and transverse planes of motion (i.e., extension-flexion and right and left rotations). Thus, the orthosis was designed to increase the trunk and hip's flexion moment in the sagittal plane, when these segments and joints are extended, and vice versa. In the transverse plane, it was designed to increase the trunk rotation moment to the right, when it is turned to the left (concerning the pelvis), and vice versa. The orthosis was designed to accumulate elastic energy when the trunk and hip extend and, subsequently, to return energy to the segments in the form of kinetic energy, favoring trunk and hip flexion. Likewise, it would accumulate elastic energy when the

trunk (relative to the pelvis) rotates in the direction of the support limb and, subsequently, return energy to these segments in the form of kinetic energy, favoring trunk rotation in the direction of the kicking limb. At the pelvis, the lower ends of the bands are inelastic, involving the region of the hip and groin, at the proximal portion of the thighs. The bands' upper ends are also inelastic and fixed by Velcro on the shoulders, on two shoulder protectors made of neoprene® (M & C). Thus, the bands are elastic only at the trunk level and are anchored to the shoulders and hips/groin (Figure 2).



Figure 2. Image of the elastic bands fixed on the anchoring points - anterior and posterior views. Each of the four bands is represented by a different color (blue, green, yellow, and red) and the arrows indicate the direction of each band from proximal anchoring (shoulders) to distal anchoring (hips/groin).

For the kinematic data collection, a movement analysis system composed of 8 cameras (Oqus – Qualisys) was used, with a sampling frequency of 300 Hz. Passive tracking and

technical markers were placed in the following segments of the individual: upper trunk, lower trunk, pelvis, right thigh, right leg and right foot (on the futsal boots) (Figure 3). A cluster with five markers was also placed on the ball to track its linear velocity (Figure 4). The kinetic data of the contact of the support foot with the ground were obtained with a force platform (platform data), at a sampling frequency of 300 Hz. All participants received the same ball (Adidas Conext 15) and the pressure was adjusted whenever necessary (0,9 Bar).



Figure 3. Photo indicating the clusters with clustered tracking markers used to track the movement of the segments: upper trunk, lower trunk, pelvis, thighs, legs and feet. The figure also shows the technical markers used for defining the segments' sizes and coordinate systems. They were placed on: jugular notch, T1 transverse process, xiphoid process, posterior projection of the xiphoid process, anterosuperior and posterosuperior iliac spines, medial and lateral epicondyles of the femur, medial and lateral malleoli, head of the first and fifth metatarsals.

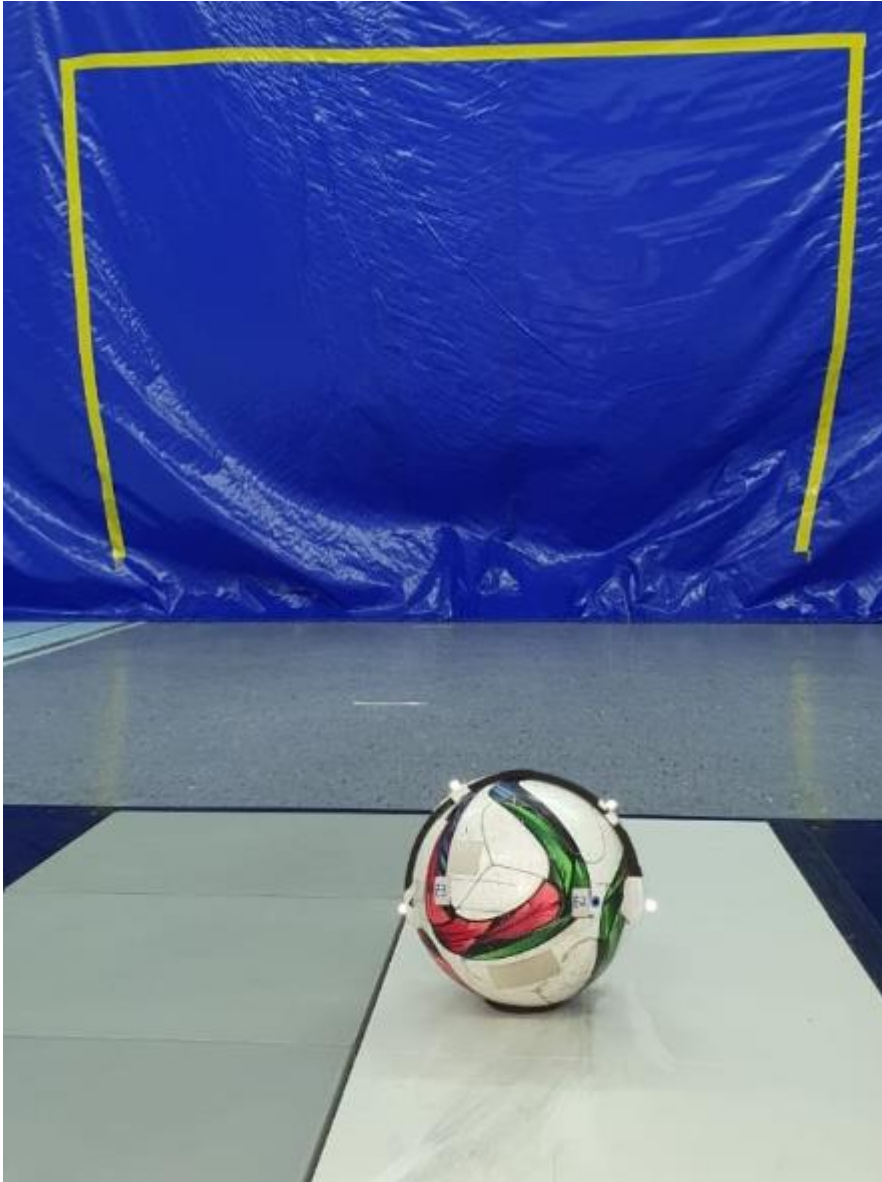


Figure 4. Photo indicating the cluster (black) with reflective passive markers.

### **Procedures**

All participants signed a consent form, and then they were subjected to the evaluation of the kicking kinematics and kinetics, in the following maximal instep kicking experimental conditions: (a) kick without the orthosis; (b) kick with the orthosis, with “comfortable” tension at the bands; (c) kick with the orthosis, with “high” tension at the bands; (d) kick with the orthosis, with tension perceived as “optimal” for kicking. For the last condition, the participants were required to choose the tension they felt as optimal to improve kicking power. In the comfortable condition, the participant chose the most comfortable tension level. In the high-tension condition, the bands were deformed as much as possible by the examiner,

considering the participants' trunk size (always by the same examiner). After data collection, the deformation's values were registered and the initial length (value without deformation) of the elastic was subtracted. Then, the deformation's mean value was obtained for each condition (Table 1). The order of the conditions was randomized. During data collection, measurements of the initial length of the elastic portion of the orthosis were made and there was no change in this length between collections, which shows that the viscoelastic properties of the tissue were preserved.

<b>Elastic Bands</b>	<b>Comfortable Tension</b>	<b>“Optimal” Tension</b>	<b>High Tension</b>
<b>Anterior</b>	19.11% (9.51)	50.91% (15.38)	68.59% (8.63)
<b>Posterior</b>	18.27% (11.10)	50.59% (18.64)	73.17% (13.71)

Table 1. Mean values and standard deviation (SD) of the elastic bands' deformation percentage (%) for each condition, calculated from the initial length (without deformation) of the elastic.

Before data collection, the participants were instructed to use the time they felt necessary to familiarize themselves with the orthosis, considering a maximum of 15 minutes. The familiarization consisted of upper and lower limbs free movements, kicking simulations without the ball, submaximal power kicks, and maximum power kicks (between 2 and 5 maximal kicks). The individuals were instructed to kick the ball towards the yellow boundary on the canvas within the laboratory setup (Figure 5), which represented the goal

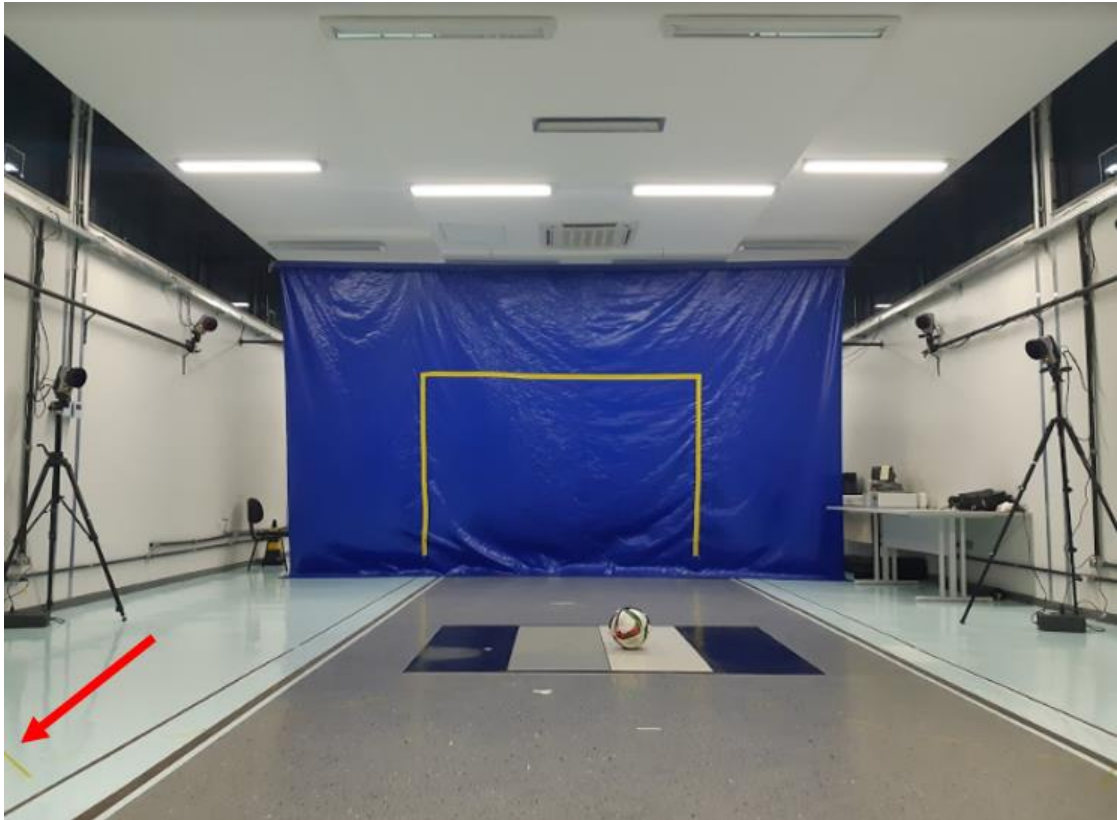


Figure 5. Photo showing the laboratory setup and the positioning of the ball. The red arrow indicates the starting location of the participants.

For data collection, participants were instructed to perform maximal instep kicks, until seven of them were considered valid for analysis. The kicks in which the participant stepped inside the force plate and all body's segments were properly tracked were considered valid. A maximum limit of 15 kicks was established for each experimental condition, to avoid muscle fatigue<sup>7; 30; 31</sup>. The participants rested for 1 minute between each kick, and between each condition, they rested for 10 minutes, always in the sitting position. The initial participant position in the laboratory was standardized, at a 3-meter distance from the ball, with an approaching angle of 45°, to favor a large approach speed and increased ball velocity<sup>26; 32; 33</sup>.

### Data reduction

The Visual 3D software was used for data processing. The tracking markers' trajectories were filtered with a low-pass, fourth-order, Butterworth filter, with a cutoff frequency of 10 Hz for the body markers, and a cutoff frequency of 12.5 Hz for the ball markers<sup>34; 35</sup>.

A biomechanical model of rigid bodies was created in Visual 3D and applied to participants, in which each segment had its respective local coordinate system. The segments

were the upper trunk, lower trunk, pelvis, right thigh, right shank, and right foot. The joints were the thoracolumbar joint (lower trunk relative to the upper trunk), the lumbopelvic joint (pelvis relative to the lower trunk), hip joint (thigh relative to the pelvis), knee joint (shank relative to the thigh), and ankle joint (foot relative to the shank). Joint angles were calculated using the recommended Cardan/Euler sequences <sup>36; 37</sup> and joint moments were calculated using inverse dynamics. All calculations were performed for the sagittal plane of movement, from the instant the kicking foot was off the ground to ball impact. The trunk was also analyzed in the transverse plane <sup>7</sup>. Ranges of motion were computed from the joint angle time series. The joint angle and moment times series and the joint ranges of motion were averaged for three to five trials for each subject, which were selected considering data's quality and cleanliness. The same trials were used to calculate all variables under analysis.

Thus, the kick cycle was analyzed until the ball impact and was divided into three phases, delimited by events. The backswing phase (first phase) lasted until maximum hip extension in the kicking limb, the leg cocking phase (second phase) lasted until full knee flexion in the kicking limb, and the leg acceleration phase (third phase) lasted until ball impact.

The ball velocity was computed as the three-dimensional linear velocity of its center of mass. The ball velocity was the average of the 10 frames after the end of the impact. The impact beginning was given by the first frame with positive ball velocity, and the ending was defined as the third frame from the beginning <sup>38; 39</sup>. This definition of impact ending was used to avoid data distortion caused by ball deformation <sup>38</sup>.

Two participants were excluded from the study due to excessive noise in the kinematic time series. The final sample size was still appropriate, according to the sample size calculation (N=24).

### **Statistical Analysis**

To verify the test-retest reliability of the angle and moment time series, Multiple Correlation Coefficients (CMC) were calculated with the pilot study data <sup>40</sup>. To verify the test-retest reliability of the ball velocity and the joint ranges of motion, Intraclass Correlation Coefficients (CCI<sub>3,1</sub>) were calculated for two randomized trials of each subject <sup>41</sup>.

Repeated measures ANOVAs with one factor (condition), and four levels (control, comfortable tension, optimal tension, high tension) were computed for all variables. To compare the joints' ranges of motion and ball velocity among test conditions, repeated measures ANOVAs were performed. When the main effects were significant, paired t-tests

were used to compare each experimental condition to the control condition. To compare joint angles and moments time series, repeated measures Statistical Parametric Mapping (SPM) ANOVAs were used. When the main effects were significant, SPM paired t-tests were used to compare pairs of time series (experimental conditions Vs. control condition), identifying the curves' regions with significant differences<sup>42</sup>. For all analyzes, the significance level was set at 0.05. Subjective perception of the orthosis effects on motion and comfort were described in percent of the total participants.

## 2.4 RESULTS

The joint angles and moments time series showed good to excellent reliability (CMC between 0.77 and 0.99)<sup>43</sup>. Likewise, the ball velocity data also showed good to excellent reliability (ICC between 0.87 and 0.94). The joints' ranges of motion showed moderate to excellent reliability (ICC between 0.59 and 0.92)<sup>44</sup>.

For the joints' ranges of motion, the ANOVA's main effect was not significant ( $p \geq 0.054$ ). For the thoracolumbar joint angles in the sagittal and transverse planes, the main effect of the SPM-ANOVA was significant ( $p = 0.027$ ). In the high-tension condition, the thoracolumbar joint showed more extended positions than the control ( $p = 0.033$ ) (Figure 6). The thoracolumbar joint showed less rotated positions in the transverse plane, in conditions with higher tension (High>Control; Optimal>Control) ( $p \leq 0.001$ ). SPM-ANOVAs main effects were not significant for the other joint angles, including the lower limb joints ( $p > 0.05$ ).

For the thoracolumbar joint moment in the transverse plane, the main effect of the SPM-ANOVA was significant ( $p = 0.045$ ). In the high and optimal tension conditions, the rotation moment was larger compared to the control condition ( $p \leq 0.016$ ).

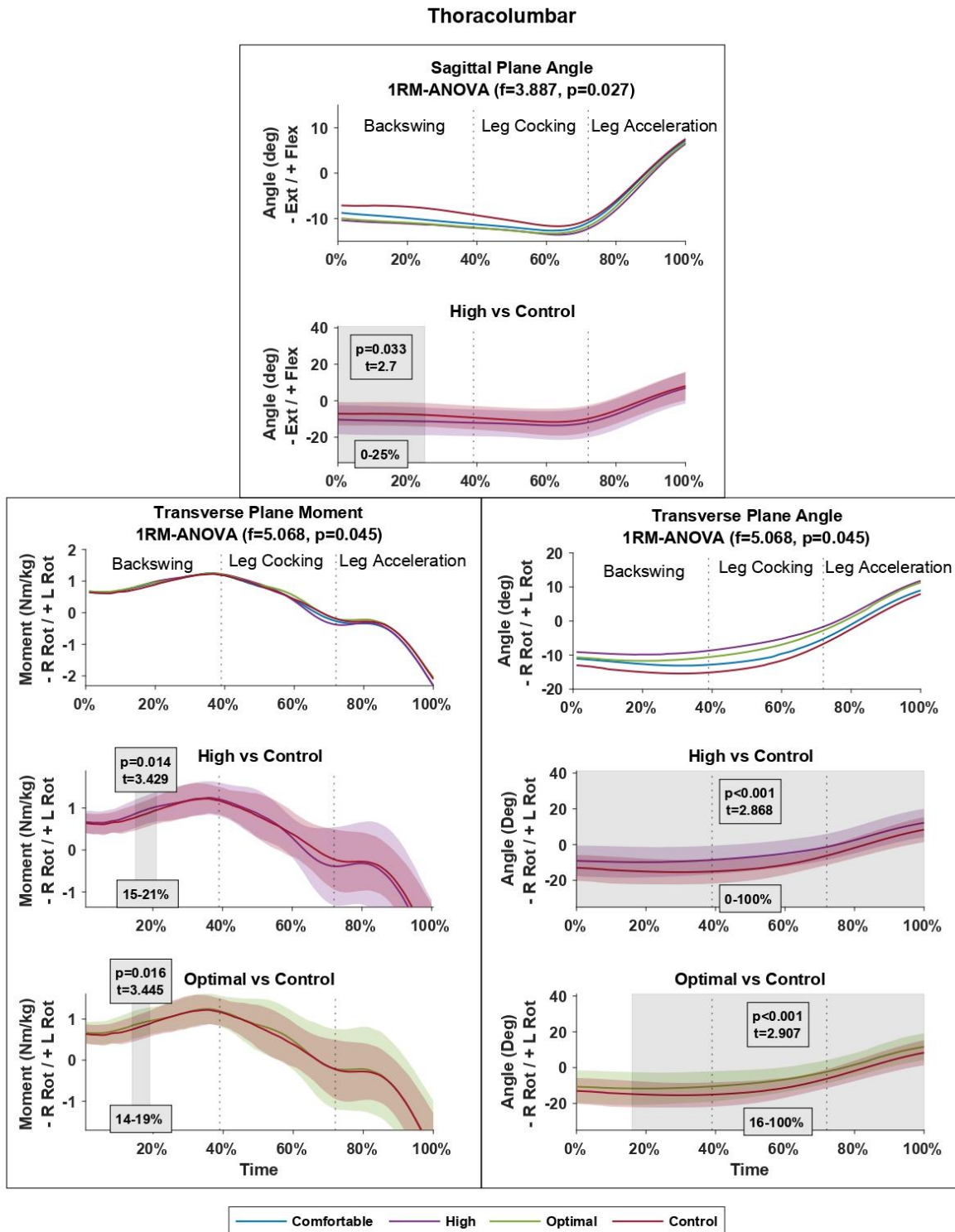


Figure 6 - Angle curves of the thoracolumbar joint in the sagittal and transverse planes, comparing the four test conditions (SPM-ANOVAs) and pairwise comparisons (SPM-t-tests), indicating mean and standard deviation. The shaded gray areas show the curve section where there was a significant difference between the test conditions.

For the ball velocity, the ANOVA main effect was not significant ( $p = 0.392$ ).

The mean values and standard deviations of the joints' ranges of motion and of the ball velocity are shown in Tables 2 and 3, respectively.

Joint	Variable	Comfortable	High	“Optimal”	Control	f	p
<b>Right Ankle</b>	Sagittal plane ROM	15.69° (6.86)	16.25° (6.44)	15.55° (6.02)	16.21° (6.89)	0.473	0.702
<b>Right Knee</b>	Sagittal plane ROM	93.08° (13.21)	95.08° (14.32)	93.45° (13.91)	94.31° (13.84)	2.076	0.111
<b>Right Hip</b>	Sagittal plane ROM	30.48° (8.01)	31.39° (7.92)	30.52° (8.06)	30.85° (7.2)	0.735	0.535
<b>Lumbopelvic</b>	Sagittal plane ROM	23.57° (7.17)	22.5° (7.53)	22.54° (6.87)	24.8° (7.45)	2.481	0.068
<b>Thoracolumbar</b>	Sagittal plane ROM	22.31° (5.79)	22.4° (5.2)	22.59° (5.98)	21.31° (5.31)	0.968	0.413
<b>Lumbopelvic</b>	Transverse plane ROM	10.06° (3.9)	9.14° (3.16)	8.85° (3.06)	9.50° (3.9)	2.681	0.054
<b>Thoracolumbar</b>	Transverse plane ROM	24.73° (7.8)	24.02° (9.04)	25.29° (10.06)	25.71° (8.47)	0.576	0.633

Table 2. Values of the means and standard deviations of the range of motion (ROM), in degrees (°) of the joints analyzed in each test condition.

Condition	Comfortable	High	“Optimal”	Control
<b>Mean</b>	15.19	15.00	15.25	15.25
<b>SD</b>	2.00	2.18	1.97	2.11

Table 3. Values of mean and standard deviation (SD) of the ball velocity.

### Subjective perception of movement effects

At the end of each condition, participants were asked to provide feedback involving their perception of any movement change, whether positive or negative (facilitating or restricting movement), and on the feeling of discomfort caused by the use of the orthosis. No questionnaire was offered, so the participants answered if the orthosis (a) increased the resistance to trunk flexion/extension and axial rotation, (b) facilitated or restricted kicking

movement in general and specifically for the trunk and upper limbs, and (c) provided any discomfort or pain. All participants answered that the orthosis increased the resistance to trunk flexion/extension and axial rotation. Most participants reported having noticed some facilitation in the kicking movement, in general, with 79.17% (19 subjects) noticing this facilitation in the comfortable tension condition and 70.83% in the optimal and high-tension conditions (17 subjects). Some participants also perceived negative movement restriction of the trunk or the upper limb contralateral to the kicking leg (left upper limb) during the use of the orthosis (4.17% in the comfortable tension – one subject, 12.5% in the “optimal” – three subjects, and 33.33% in the high tension – eight subjects). Moreover, 20.83% (five subjects) reported restriction in the trunk, 8.33% (two subjects) reported restriction in the left shoulder (contralateral to the kick), and 8.33% (two subjects) reported restriction in both the left shoulder and the trunk. Finally, 50% (12 subjects) of the participants reported discomfort in the groin or shoulders, due to excessive compression made by the bands and anchoring parts, in the high-tension condition, 4.17% (one subject) in the comfortable tension condition, and 20.83% (five subjects) in the optimal tension condition.

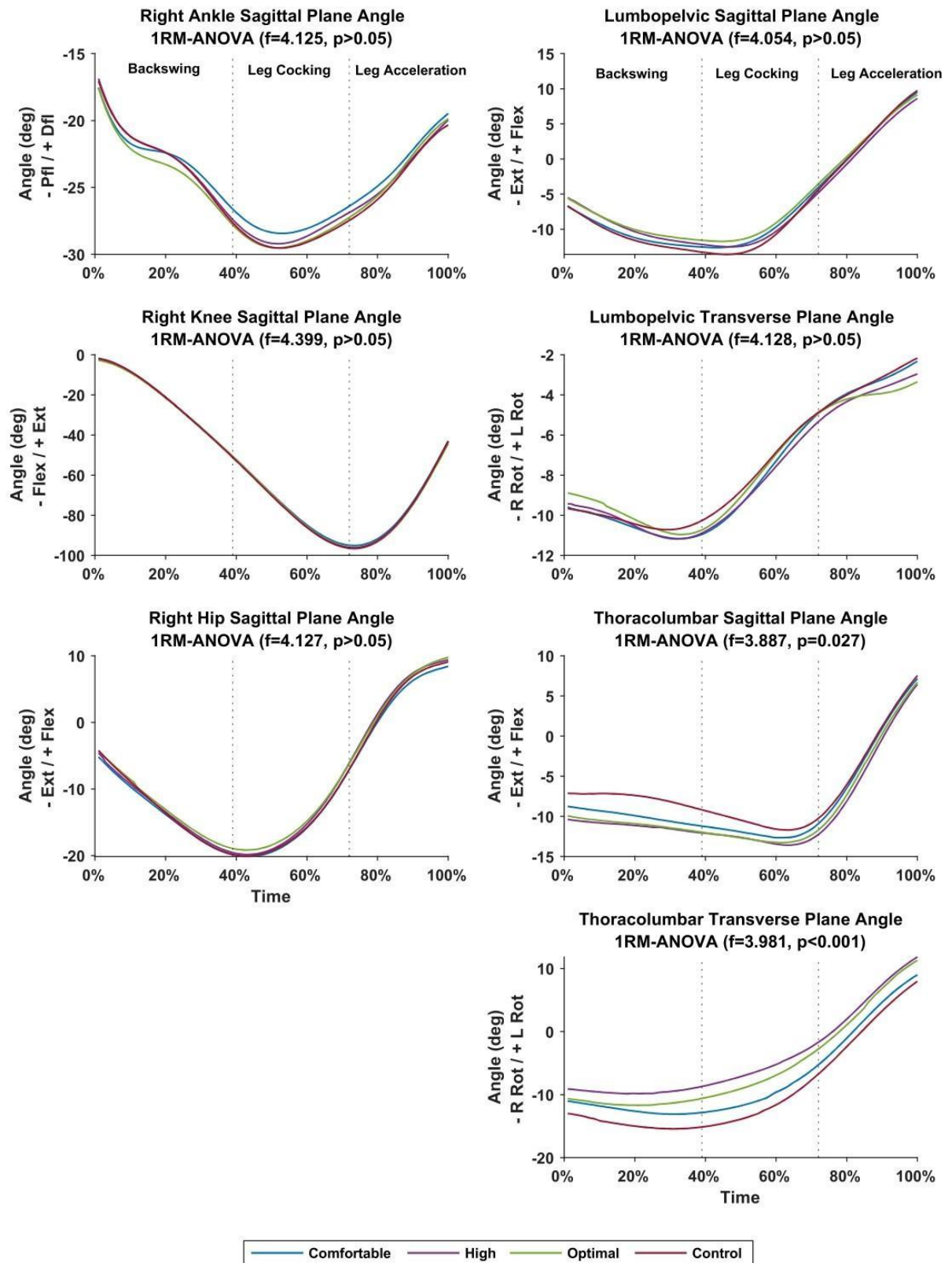


Figure 7 - Mean curves of the joint angles of the kicking lower limb (ankle, knee, and hip) in the sagittal plane and the trunk (lumbopelvic and thoracolumbar) in the sagittal and transverse planes, comparing the four test conditions (ANOVA-SPM).

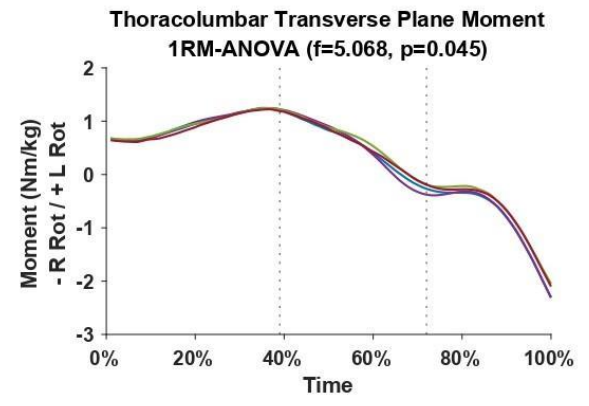
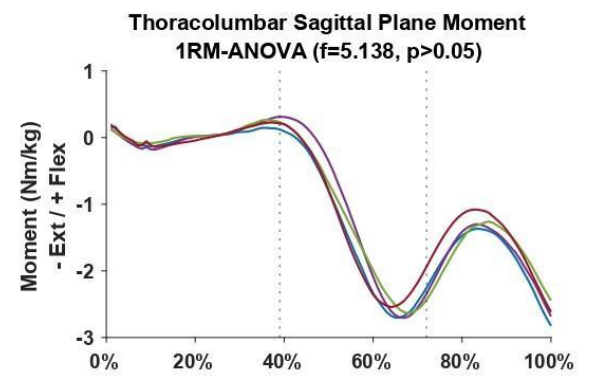
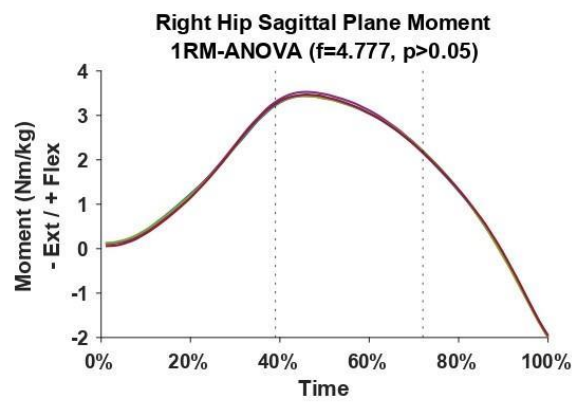
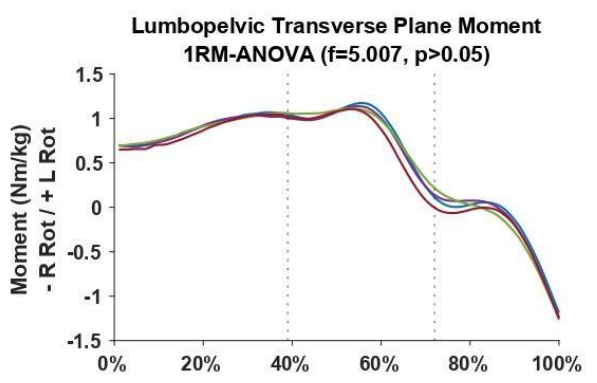
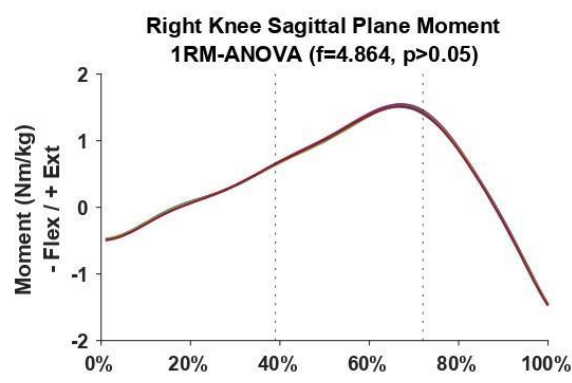
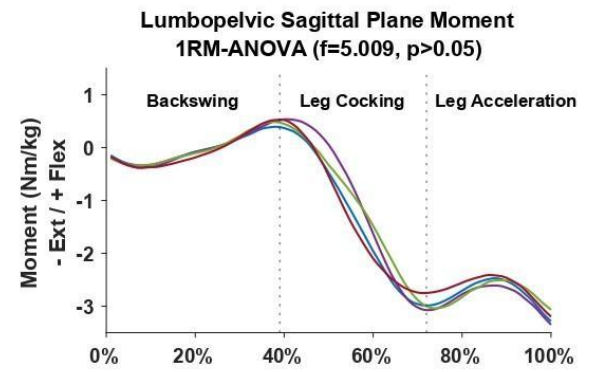
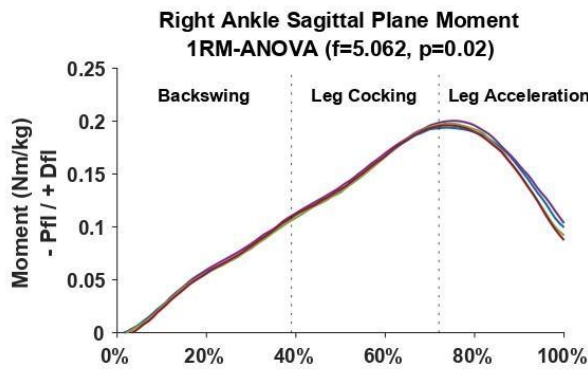


Figure 8 - Mean curves of joint moments of the kicking lower limb (ankle, knee, and hip) in the sagittal plane and the trunk (lumbopelvic and thoracolumbar) in the sagittal and transverse planes, comparing the four test conditions (ANOVA-SPM).

## 2.5 DISCUSSION

The present results indicate that the trunk elastic orthosis can be studied, in the laboratory, to investigate its effects on the kinematics of a bisegmented trunk, pelvis, and kicking lower limb. The orthosis interfered with the trunk's biomechanics, and the observed effects were consistent with the proposed action mechanism of the orthosis, especially for the thoracolumbar joint. There were no changes in the ranges of motion of the trunk and lower limbs, which indicates that the use of the orthosis was not restrictive. Immediate effects were not observed for the lumbopelvic and lower limb joints, and for the ball velocity. Considering the appropriate kinematic data collection, the immediate effects observed in the thoracolumbar joint, and the absence of major movement restriction for the other joints and the ball velocity, it is recommended that the mid and long-term effects of the orthosis use should be investigated.

The increase in the extension angle of the thoracolumbar joint caused by the use of the orthosis during the backswing phase, in the high-tension condition, suggests that the participant started to further exploit trunk extension to kick, as previously observed after a trunk muscle strengthening program <sup>11</sup>. Increased trunk extension at this early stage of kicking increases the tension in the anterior elastic bands, as one of the proposed action mechanisms, and could contribute to a better usage and transfer of energy between the trunk and the kicking lower limb <sup>7</sup>. Along with this kinematic effect, an increase in the eccentric flexion moment was not observed, as it could have occurred due to an accumulation of elastic energy in the anterior bands. From the net moments of the inverse dynamics, it was not possible to distinguish the moments due to body tissues and orthosis actions <sup>45</sup>. The participants reported that the orthosis increased resistance against active motion, from the neutral standing position, in accordance with the expected action mechanism. Thus, the absence of an increased flexion moment in the trunk joints might have been accompanied by a decrease in the muscle-generated flexion moments. Although no kinematic and kinetic changes were observed for the lumbopelvic joint, the same rationale for the flexion moment can be made due to the anterior bands' tensioning. This rationale cannot be confirmed by the present data and should be further studied.

The findings also indicate that the proposed orthosis' action mechanism was present in the high and optimal tension conditions in the transverse plane. The orthosis increased thoracolumbar rotation to the side of the kicking leg during most of the analyzed cycle. This finding means that the lower trunk relative to the upper trunk was more forwardly rotated, pushing forward the lower trunk, pelvis, and lower limb. Also, the rotational moment of the thoracolumbar joint favored the kinematic change observed. An additional rotation moment tension rise in the anterior elastic band going from the left shoulder to the right hip, due to the thoracolumbar and lumbopelvic extensions and axial rotations, may have been exploited to boost the muscle-generated moment. This mechanism is according to the proposed action of the orthosis. Furthermore, the absence of rotation in the lumbopelvic joint suggests that the pelvis also rotated forward with the lower trunk. As for the sagittal plane, the absence of changes in the lumbopelvic joint net moment, even with the increased band tension, may have also been exploited with a decrease in the muscle-generated rotation moments. Again, this possibility was not tested in the present study.

No changes were observed for the joints' ranges of motion, lower limb kinematics and kinetics, and ball velocity. These findings show that the orthosis did not impair kicking biomechanics and performance, which would be an undesirable effect of the device. Although the time for adapting the orthosis was not predetermined, at the end of the data collection some participants reported that they would need more time to get used to the orthosis, suggesting that the adaptation time was insufficient for the movement to occur naturally. Still, considering that the participants performed maximal kicks, immediate improvements in performance could have happened, as observed for some elastic/springy orthoses<sup>16; 20; 21</sup>. However, the trunk orthosis was developed for performance improvements in the mid- and long-term<sup>22; 23</sup>. Yang et al. (2017) found that a spring-like orthosis increased walking distance, walking speed, and decreasing energy expenditure in paraplegic patients after a 4-week training session. Thus, future longitudinal studies, possibly with a training/learning protocol, should investigate the mid and long-term effects of the trunk elastic orthosis in the kicking biomechanics and performance.

After each test condition, the participants reported that they perceived the orthoses resisting the flexion/extension and axial rotation of the trunk relative to the pelvis. This perception is consistent with the proposed action mechanism of the orthosis. Although some participants perceived negative trunk motion restrictions, this was not confirmed by the joint range of motion results. However, some subjects also perceived restricted motion of the shoulder contralateral to the kicking limb (i.e., left shoulder), which seems to contribute to

kicking<sup>8; 26</sup>. The perceived shoulder restriction and the groin and shoulders discomfort reported by some participants can be considered limitations of the trunk orthosis that should be minimized or prevented in future longitudinal studies. The upper limb was not analyzed, which is a limitation of the present study. In addition, electromyography (EMG) data should provide relevant information on the orthosis action mechanism and biomechanical effects. Thus, the absence of EMG data was a limitation to be considered.

## **2.6 CONCLUSION**

The present study's findings show that the biomechanical effects of a trunk elastic orthosis on football kicking can be properly studied. The immediate effects observed suggest that the proposed action mechanism for the orthosis was present. The orthosis use increased the trunk participation in the kick movement, but it did not show any effects in pelvis or lower limb kinetics and kinematics. It also did not restrict the range of motion or produced undesirable biomechanical or performance effects. Although improvements are necessary to minimize or prevent some discomfort, it is feasible to study the trunk elastic orthosis' effects on the biomechanics and performance of football kicking. Longitudinal studies, with learning opportunities, should be conducted to investigate mid- and long-term effects.

## **FINANCING**

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) (FinanceCode 001), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), and Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais.

### 3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo teve como objetivo investigar a viabilidade do uso agudo de uma órtese elástica no tronco, desenvolvida para otimizar a biomecânica do chute no futebol. Foi possível realizar uma coleta de dados cinemáticos do tronco bissegmentado, pelve e membro inferior de chute sem interferências nos marcadores de rastreamento devido à disposição da órtese. Além disso, os achados cinemáticos e cinéticos seguiram o mecanismo de ação inicialmente proposto por este recurso. A utilização da órtese elástica nas tensões “ótima” e “alta” favoreceu a participação do tronco no movimento do chute, tanto no plano sagital quanto no plano transversal. Além disso, o uso da órtese não restringiu as amplitudes de movimento do tronco, não prejudicou a biomecânica do membro inferior e nem o desempenho do chute. Esta análise de efeitos imediatos foi necessária para testar a viabilidade de se investigar os efeitos da órtese em estudos longitudinais, em médio e longo prazos. Há maior potencial de efeitos biomecânicos e no desempenho após período de aprendizado<sup>22; 23</sup>, o que permitiria que os participantes explorassem livremente a órtese e se familiarizassem o suficiente com este recurso externo oferecido, utilizando-o de forma eficiente e podendo modificar não só a biomecânica do tronco, mas também a biomecânica do membro inferior e o desempenho do chute.

Estudos futuros poderiam ser feitos utilizando, por exemplo, um protocolo semanal de treinamento baseado no aprendizado diferencial<sup>46</sup>. Neste protocolo, os participantes teriam maior tempo e frequência de exposição à órtese elástica, permitindo a exploração de padrões individuais de desempenho e aprimoramento do chute máximo. Outras pesquisas envolvendo recursos externos, como molas e elásticos mostraram efeitos positivos na biomecânica após um protocolo de treinamento, o que reforça a ideia de que o período de aprendizagem pode contribuir para que os participantes utilizem a órtese de tronco como dispositivo auxiliar no movimento de chute<sup>22; 23</sup>.

Este estudo apresentou os dados de torque articular a partir dos cálculos de dinâmica inversa obtidos através de uma plataforma de força. Porém, dados da eletromiografia (EMG) poderiam fornecer informações relevantes sobre o mecanismo de ação da órtese e os efeitos biomecânicos, sendo os sinais de atividade muscular uma possível variável de interesse a ser investigada em um estudo longitudinal. O relato de desconforto por parte dos participantes durante a utilização da órtese também deve ser considerado em futuros estudos, para que os elásticos sejam adaptados com espumas ou com algum tecido mais confortável de forma a reduzir este incômodo. Além disso, a utilização de marcadores de rastreamento no membro

superior contralateral ao chute pode também oferecer informações importantes, devido à importância do membro superior na biomecânica do chute <sup>8;26</sup>.

## REFERÊNCIAS

- 1 FONSECA, S. T.; SOUZA, T. R.; OCARINO, J. M.; GONÇALVES, G. P.; BITTENCOURT, N. F. Applied biomechanics of soccer. *In: MAGEE, D. J. et al. Athletic and Sports Issues in Musculoskeletal Rehabilitation*: Missouri: Elsevier. 2011. p. 315-329.
- 2 CHOMIAK, J.; JUNGE, A.; PETERSON, L.; DVORAK, J. Severe injuries in football players. Influencing factors. **Am J Sports Med**, v. 28, n. 5 Suppl, p. S58-68, 2000. ISSN 0363-5465.
- 3 EKSTRAND, J.; HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. **Br J Sports Med**, v. 45, n. 7, p. 553-8, Jun 2011. ISSN 1473-0480.
- 4 GILMORE, J. Groin pain in the soccer athlete: fact, fiction, and treatment. **Clin Sports Med**, v. 17, n. 4, p. 787-93, vii, Oct 1998. ISSN 0278-5919.
- 5 SEYFARTH, A.; BLICKHAN, R.; VAN LEEUWEN, J. L. Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. **J Exp Biol**, v. 203, n. Pt 4, p. 741-50, Feb 2000. ISSN 0022-0949.
- 6 WONG, P.; HONG, Y. Soccer injury in the lower extremities. **Br J Sports Med**, v. 39, n. 8, p. 473-82, Aug 2005. ISSN 1473-0480.
- 7 CARVALHO, D. **Análise cinética da participação do tronco na mecânica do membro inferior no chute do futebol**. Dissertação (Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação) - Universidade Federal de Minas Gerais 2017.
- 8 SHAN, G.; WESTERHOFF, P. Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. **Sports Biomech**, v. 4, n. 1, p. 59-72, Jan 2005. ISSN 1476-3141.
- 9 NAITO, K.; FUKUI, Y.; MARUYAMA, T. Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. **Hum Mov Sci**, v. 29, n. 2, p. 259-76, Apr 2010. ISSN 1872-7646.
- 10 FULLENKAMP, A. M.; CAMPBELL, B. M.; LAURENT, C. M.; LANE, A. P.. The Contribution of Trunk Axial Kinematics to Poststrike Ball Velocity During Maximal Instep Soccer Kicking. **J Appl Biomech**, v. 31, n. 5, p. 370-6, Oct 2015. ISSN 1543-2688.

- 11 **ASSIS, M. Efeito do fortalecimento de músculos do membro superior e tronco sobre a cinemática e desempenho na tarefa de chute.** 2013. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação) - Universidade Federal de Minas Gerais.
- 12 **FERRIS, D. P.; BOHRA, Z. A.; LUKOS, J.; KINNAIRD, C.** Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. **J Appl Physiol (1985)**, v. 100, n. 1, p. 163-70, Jan 2006. ISSN 8750-7587.
- 13 **KIM, J. H.; WON, B. H.** Kinematic on Ankle and Knee Joint of Post-Stroke Elderly Patients by Wearing Newly Elastic Band-Type Ankle-Foot Orthosis in Gait. **Clin Interv Aging**, v. 14, p. 2097-2104, 2019. ISSN 1178-1998.
- 14 **RODRIGUEZ, E. B. Os efeitos do exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade na estabilidade postural de crianças com paralisia cerebral.** 2015. 88 (Master). Universidade Federal de Minas Gerais Belo Horizonte, MG, Brasil.
- 15 **ROSSATO, M.; DELLAGRANA, R. A.; SANTOS, J. C. L.; CARPES, F. P.; GHELLER, R. G.; SILVA, A. C. S.; BEZERRA, E. S.; SANTOS, J. O. L.** Rebound boots change lower limb muscle activation and kinematics during different fitness exercises. **J Bodyw Mov Ther**, v. 21, n. 4, p. 873-878, Oct 2017. ISSN 1532-9283.
- 16 **SOUZA, T. R.; ARAÚJO, V. L.; SILVA, P. L.; CARVALHAIS, V. O. C.; RESENDE, R. A.; FONSECA, S. T.** External rotation elastic bands at the lower limb decrease rearfoot eversion during walking: a preliminary proof of concept. **Braz J Phys Ther**, v. 20, n. 6, p. 571-579, 2016 Nov-Dec 2016. ISSN 1809-9246.
- 17 **BREGMAN, D. J.; HARLAAR, J.; MESKERS, C. G. M.; GROOT, V.** Spring-like Ankle Foot Orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. **Gait Posture**, v. 35, n. 1, p. 148-53, Jan 2012. ISSN 1879-2219.
- 18 **COLLINS, S. H.; WIGGIN, M. B.; SAWICKI, G. S.** Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. **Nature**, v. 522, n. 7555, p. 212-5, Jun 2015. ISSN 1476-4687.
- 19 **CAINE, M.; BLAIR, K.; VASQUEZ, M.** Materials and technology in sport. **Nat Mater**, v. 11, n. 8, p. 655-8, Jul 2012. ISSN 1476-1122.
- 20 **HWANG, Y. I.; YOO, W. G.; AN, D. H.** Effects of the Elastic Walking Band on gait in stroke patients. **NeuroRehabilitation**, v. 32, n. 2, p. 317-22, 2013. ISSN 1878-6448.

- 21 KATSUHIRA, J.; MIURA, N.; YASUI, T.; MITOMI, T.; YAMAMOTO, S. Efficacy of a newly designed trunk orthosis with joints providing resistive force in adults with post-stroke hemiparesis. **Prosthet Orthot Int**, v. 40, n. 1, p. 129-36, Feb 2016. ISSN 1746-1553.
- 22 YANG, M.; LI, J.; GUAN, X.; GAO, L.; GAO, F.; DU, L.; ZHAO, H.; YANG, D.; YU, Y.; WANG, Q.; WANG, R.; JI, L. Effectiveness of an innovative hip energy storage walking orthosis for improving paraplegic walking: A pilot randomized controlled study. **Gait Posture**, v. 57, p. 91-96, 09 2017. ISSN 1879-2219.
- 23 ABD EL-KAFY, E. M. The clinical impact of orthotic correction of lower limb rotational deformities in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, v. 28, n. 10, p. 1004-14, Oct 2014. ISSN 1477-0873.
- 24 MULKEY, M. A.; HARDIN, S. R.; SCHOEMANN, A. M. Conducting a Device Feasibility Study. **Clin Nurs Res**, v. 28, n. 3, p. 255-262, 03 2019. ISSN 1552-3799.
- 25 WOOLLAM, P. J.; DOMINY, J.; MC CLEOD, N.; STALLARD, J.; MAJOR, R. E. Feasibility study on a composite material construction technique for highly stressed components in reciprocal walking orthoses for paraplegic patients. **Proc Inst Mech Eng H**, v. 213, n. 4, p. 355-60, 1999. ISSN 0954-4119.
- 26 LEES, A.; ASAI, T.; ANDERSEN, T. B.; NUNOME, H.; STERZING, T. The biomechanics of kicking in soccer: a review. **J Sports Sci**, v. 28, n. 8, p. 805-17, Jun 2010. ISSN 1466-447X.
- 27 PRIESKE, O.; MUEHLBAUER, T.; BORDE, R.; GUBE, M.; BRUHN, S.; BEHM, D. G.; GRANACHER, U. Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. **Scand J Med Sci Sports**, v. 26, n. 1, p. 48-56, Jan 2016. ISSN 1600-0838.
- 28 MANAL, K.; MC CLAY, I.; STANHOPE, S.; RICHARDS, J.; GALINAT, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. **Gait Posture**, v. 11, n. 1, p. 38-45, Feb 2000. ISSN 0966-6362.
- 29 SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T.; GONÇALVES, G. G.; OCARINO, J. M.; MANCINI, M. C. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **J Biomech**, v. 42, n. 14, p. 2374-80, Oct 2009. ISSN 1873-2380.
- 30 APRIANTONO, T.; NUNOME, H.; IKEGAMI, Y.; SANO, S. The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **J Sports Sci**, v. 24, n. 9, p. 951-60, Sep 2006. ISSN 0264-0414.

- 31 FERRAZ, R.; VAN DEN TILLAAR, R.; MARQUES, M. C. The effect of fatigue on kicking velocity in soccer players. **J Hum Kinet**, v. 35, p. 97-107, Dec 2012. ISSN 1640-5544.
- 32 ISOKAWA, M., & LEES, A. **A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer**. IN T. REILLY, A. L., K. DAVIDS, & W. J. MURPHY (EDS.). London: E & FN Spon.: Science and football: pp. 449-455 p. 1988.
- 33 KELLIS, E.; KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. **J Sports Sci Med**, v. 6, n. 2, p. 154-65, 2007. ISSN 1303-2968.
- 34 BARFIELD, W. R.; KIRKENDALL, D. T.; YU, B. Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. **J Sports Sci Med**, v. 1, n. 3, p. 72-9, Sep 2002. ISSN 1303-2968.
- 35 NUNOME, H.; ASAI, T.; IKEGAMI, Y.; SAKURAI, S. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 12, p. 2028-36, Dec 2002. ISSN 0195-9131.
- 36 WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion- Part I: Ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**. v.35: p. 543-548 p. 2002.
- 37 WU, G.; VAN DER HELM, F. C. T.; VEEGER, H. E. J. D.; MAKHSOUS, M.; ROY, P. V.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A. R.; MC QUADE, L.; WANG, X.; WERNER, F. W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **J Biomech**, v. 38, n. 5, p. 981-992, May 2005. ISSN 0021-9290.
- 38 ANDERSEN, T.; KRISTENSEN, L. B.; SORENSEN, H. Biomechanical differences between toe and instep kicking – influence of contact area on the coefficient of restitution. **Football Science**. 5: p. 45-50 p. 2008.
- 39 SHINKAI, H.; NUNOME, H.; ISOKAWA, M.; IKEGAMI, Y. Ball impact dynamics of instep soccer kicking. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 4, p. 889-97, Apr 2009. ISSN 1530-0315.
- 40 KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E.; GORTON, G.; COCHRAN, G. V. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **J Orthop Res**, v. 7, n. 6, p. 849-60, 1989. ISSN 0736-0266.

- 41 PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. Pearson/Prentice Hall, 2009. ISBN 9780131716407.
- 42 PATAKY, T. C. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. **J Biomech**, v. 43, n. 10, p. 1976-82, Jul 2010. ISSN 1873-2380.
- 43 GAROFALO, P.; CUTTI, A. G.; FILIPPI, M. V.; CAVAZZA, S.; FERRARI, A.; CAPPELLO, A.; DAVALLI, A. Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. **Med Biol Eng Comput**, v. 47, n. 5, p. 475-86, May 2009. ISSN 1741-0444.
- 44 PORTNEY, L.; WATKINS, M. **Foundations of Clinical Research: Applications to practice**. . Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2015.
- 45 GORDON, D.; ROBERTSON, E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research Methods in Biomechanics**: Champaign, IL: Human Kinetics 2014.
- 46 FRANK, T. D.; MICHELBRINK, M.; BECKMANN, H.; SCHOLLHORN, W. I. A quantitative dynamical systems approach to differential learning: self-organization principle and order parameter equations. **Biol Cybern**, v. 98, n. 1, p. 19-31, Jan 2008. ISSN 1432-0770.

## ANEXO I

### TERMO DE CONSCIENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Estudo:** A utilização de uma órtese elástica no tronco pode alterar os fluxos de energia mecânica e a potência do chute em praticantes de futebol?

**Investigador Principal:** Sabrina Penna Cintra

**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, com e sem a utilização de elásticos fixados no tronco.

**Procedimentos:** A avaliação dos movimentos do chute será realizada na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Para todo o procedimento, você estará vestindo apenas short e 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 à sua frente. Inicialmente, serão realizadas algumas repetições como treinamento. Você realizará chutes com o máximo de força possível, primeiro sem a fixação da órtese elástica em seu tronco, a fim de adaptação, e posteriormente com a fixação da mesma. Serão dados intervalos de descanso entre os chutes. Você não poderá realizar o teste se tiver alguma dor ou incômodos que o limitem a chutar a bola.

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

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

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

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

**Gastos:** Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores. Se for do seu interesse, será oferecido um lanche nos dias de realização da avaliação.

---

Rubrica do Voluntário

Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com a pesquisadora (Sabrina), por meio do telefone 98761-7777 ou com o orientador do projeto (Prof. Thales) através do email: [thalesrsouza@gmail.com](mailto: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

---

Sabrina Penna Cintra – Pesquisadora

---

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

**Sabrina Penna Cintra (Pesquisadora)**

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia

Telefone: (31) 98761-7777 Fax: (31) 3409-4783

E-mail: spenna\_fisio@yahoo.com.br

**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

## ANEXO II

### PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



#### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

##### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** A UTILIZAÇÃO DE UMA ÓRTESE ELÁSTICA NO TRONCO PODE ALTERAR OS FLUXOS DE ENERGIA MECÂNICA E A POTÊNCIA DO CHUTE EM PRATICANTES DE FUTEBOL?

**Pesquisador:** Thales Rezende de Souza

**Área Temática:** Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País;

**Versão:** 1

**CAAE:** 35226819.6.0000.5149

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

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

##### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 4.281.662

##### Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo prospectivo comparativo acerca da biomecânica no chute no futebol.

##### Objetivo da Pesquisa:

Investigar os efeitos, nos fluxos de energia mecânica e no desempenho do chute, do uso de uma órtese elástica desenvolvida para potencializar os fluxos de energia entre tronco e membro inferior. Especificamente, esse estudo irá investigar os efeitos da órtese elástica sobre os momentos articulares e potências segmentares e articulares do tronco (como um segmento bi-articulado) e do membro inferior durante o chute com o dorso do pé, com bola parada e força máxima.

##### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os benefícios superam em muito os riscos visto que as intervenções que serão feitas são mínimas e oferecem ínfima possibilidade de injúrias aos participantes.

##### Riscos:

O uso da órtese elástica sozinha pode gerar algum desconforto na região da virilha durante o chute, devido à sua estruturação. Porém, para evitar este risco de desconforto, os pesquisadores utilizarão espumas acolchoadas aos indivíduos que participarem da pesquisa.

##### Benefícios:

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad Sl 2005

**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: 4.281.662

Não são esperados benefícios diretos para os participantes. Os resultados do estudo irão acrescentar ao conhecimento científico da área esportiva e, assim, auxiliar profissionais de saúde e de desempenho que trabalham com atletas de futebol.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O projeto é extremamente claro e bem escrito. O racional ético e científico é evidente.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O TCLE é adequado, apresenta linguagem de fácil acesso aos participantes e se encontra de acordo com as regulações do CONEP.

Parecer de aprovação da câmara departamental.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Entendo que o projeto apresenta racional ético e científico adequados e a linguagem do TCLE é adequada.

**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).

**O presente projeto, seguiu nesta data para análise da CONEP e só tem o seu início autorizado após a aprovação pela mesma.**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1260063.pdf	08/07/2020 14:12:35		Aceito
Parecer Anterior	Aprovacao_Camara_COEP.pdf	08/07/2020 14:10:35	Thales Rezende de Souza	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_final.pdf	08/07/2020 14:08:18	Thales Rezende de Souza	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	TEXTO_COEP_final.pdf	08/07/2020 14:07:51	Thales Rezende de Souza	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto_COEP.pdf	16/04/2019 14:15:36	Thales Rezende de Souza	Aceito

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

**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: 4.281.662

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Sim

BELO HORIZONTE, 16 de Setembro de 2020

---

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

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901

**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE

**Telefone:** (31)3409-4592

**E-mail:** coep@prpq.ufmg.br