

Contribuições musculares para forças de contacto articular durante uma tarefa de desaceleração horizontal súbita em atletas de elite

Autores

Rodrigo Bonacho Mateus¹; Ventura Ferrer-Roca²; Filipa João¹; António Prieto Veloso¹

rodrigomateus@fmh.ulisboa.pt

Resumo

As desacelerações são uma prática comum em vários desportos, onde mudanças de direção súbitas são necessárias para praticar a modalidade ao mais alto nível. Os objetivos deste trabalho passam por estimar forças de contacto articular durante uma tarefa de desaceleração horizontal súbita. 14 atletas de elite, do género masculino, foram analisados neste estudo. Foram utilizados modelos musculoesqueléticos escalados, compostos por 10 segmentos, 23 graus de liberdade e 92 atuadores. O processamento dos dados e análise de cinemática inversa foram realizados no software Visual3D. Utilizando o software OpenSim, foram estimadas as forças musculares, através de otimização estática, que teve como input os dados cinemáticos previamente ajustados através de uma redução de residuais. As forças de contacto articular foram calculadas a partir dos resultados das forças musculares. Forças anteriores, compressivas e mediais do joelho ocorrem durante esta tarefa. Os vastos são os principais contribuintes para estas forças ao longo das três direcções. Contribuições de músculos que não se encontram inseridos na articulação do joelho, como o solear, são também importantes, principalmente ao longo da direção vertical. Os resultados deste trabalho apresentam uma abordagem preventiva para compreender os mecanismos das lesões do joelho durante as tarefas de desaceleração.

Palavras-chave: Desaceleração horizontal súbita, Modelação Musculoesquelética, Otimização estática, Forças de Contato Articular, Biomecânica do Desporto

¹ CIPER - Centro Interdisciplinar de Estudo da Performance Humana, Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa

² Centro de Alto Rendimento (CAR), Sant Cugat del Valles, Espanha

INTRODUÇÃO

A maioria dos movimentos está relacionada com acelerações, ou desacelerações do corpo, para produzir mudanças de direcção. Vários trabalhos centram-se no primeiro caso (Schache et al., 2010; Veloso et al., 2015), contudo os movimentos de desaceleração são igualmente importantes para o sucesso do atleta (Dalen et al., 2016; Harper et al., 2019). Não só os desportos de equipa, como o basquetebol, voleibol e futebol, mas também os desportos individuais, como o ténis ou badminton, requerem várias mudanças de direcção, com acelerações e desacelerações constantes. Relativamente às desacelerações, estas podem ocorrer devido aos limites de campo que mantêm os jogadores em jogo, ou como reacção a acções de outros jogadores. Independentemente da forma como ocorrem, as tarefas de desaceleração são fundamentais para o desempenho do atleta em qualquer desporto.

Quarenta por cento das lesões multiligamentares da articulação do joelho encontram-se relacionadas com actividades desportivas (Neri et al., 2019). No que diz respeito ao desporto de elite, lesões da articulação do joelho correspondem a aproximadamente 20 % de todas as lesões sofridas pelos atletas (Volpi et al., 2016), com a maioria das mesmas a ocorrerem sem contacto directo contra o joelho.

Numa outra nota, o espectro de detalhes em que os mecanismos de lesão são descritos é ainda muito amplo. Este pode variar desde as características diferenciais básicas e simples (Arendt and Dick, 2007), até à utilização de descritores que fornecem informações muito mais detalhadas (DeMorat et al., 2004). O número de descrições diferentes leva a uma representação inarmónica dos mecanismos de lesão do joelho em atletas de elite, tornando o seu estudo confuso e mais difícil (Alentorn-Geli et al., 2009) .

O conhecimento sobre como a cinemática articular e forças musculares afetam a carga do ligamento do joelho, aquando da realização de tarefas balísticas continua a ser escasso (Oberhofer et al., 2017). O estudo *in vivo* dos padrões de carga de ligamentos ou dos mecanismos de lesão acarreta várias dificuldades éticas, uma vez que é necessário que as cargas de ligamento sejam medidas utilizando técnicas muito invasivas, ou que o participante seja submetido a tarefas propensas a lesões (Aguilar and Yang, 2017). A utilização de modelos

computacionais aliada a técnicas experimentais não invasivas para estudar mecanismos de lesões é uma abordagem vantajosa (Peel et al., 2021).

Desta forma, tendo em conta o potencial de lesão inerente nestas tarefas, torna-se crucial melhorar a estabilização articular durante estas atividades de elevado impacto (Bahr and Krosshaug, 2005; Wetters et al., 2016). As forças de contacto articular (FCA) representam as forças que atuam numa articulação de forma a contrariar os efeitos das forças musculares, momentos articulares e forças de reação do solo (FRS) nessa mesma articulação. Estas FCA podem tomar magnitudes largamente superiores às FRS durante o movimento humano, sendo este facto introduzido pelo trabalho de Chen *et al* (Chen et al., 2020). Neste estudo, foram observados picos de magnitude nas FCA da articulação do joelho aproximadamente 4.6 vezes superiores aos picos da FRS (Chen et al., 2020). A estimação deste tipo de forças internas utilizando uma abordagem de modelação musculoesquelética é, desta forma, uma tentativa interessante e útil para a estruturação de planos de reabilitação e prevenção de lesão.

Do nosso conhecimento, a utilização da modelação musculoesquelética para o estudo do efeito das forças musculares nos padrões de carga da articulação do joelho, no âmbito do desporto de elite, continua escassa. Desta forma, este trabalho apresenta uma estratégia para a obtenção de FCA na articulação do joelho e das respectivas contribuições musculares, durante uma tarefa de desaceleração horizontal abrupta, em atletas de elite.

METODOLOGIA

Participantes, tarefa e protocolo experimental

Neste estudo participaram catorze atletas de elite do sexo masculino sem lesões desportivas (idade: 22 ± 4 anos, altura: 185 ± 4 cm, peso: 77 ± 11 kg). Os procedimentos utilizados neste estudo foram provados pelo Comité de Ética do Conselho Catalão dos Desportos. Todos os sujeitos deram o seu consentimento informado por escrito após uma explicação do protocolo experimental e antes do início do estudo. Os voluntários executaram uma série de cinco ensaios abruptos de desaceleração A/P, nos quais foram registadas as forças de reacção no solo e os dados cinemáticos. Foi escolhido o melhor de entre o conjunto de cinco. Os

participantes tinham de sprintar até à plataforma de força, travar com apenas um membro inferior, e depois correr para trás.

Os dados cinemáticos foram recolhidos a 300 Hz utilizando 8 câmaras de infravermelhos (Oqus 300, Qualisys AB, Suécia) sincronizadas no tempo e espaço com duas placas de força (Kistler, Suíça). As plataformas de formas adquiriram dados cinéticos a uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Foram utilizados 28 marcadores reflectores e grupos de marcadores semi-rígidos para orientar um modelo biomecânico rígido de 8 corpos desenvolvido utilizando a plataforma Visual 3D (C-Motion, Inc.).

Processamento de dados e análise de Cinemática Inversa

As variáveis cinemáticas e cinéticas foram filtradas com um filtro de 4ª ordem Butterworth a 8Hz. O modelo biomecânico construído para cada participante tinha 8 segmentos (pés, pernas, coxas, pélvis, e um segmento de tronco). Os sistemas de coordenadas locais de cada segmento foram definidos por Robertson *et al* (Robertson et al., 2014). O centro da articulação da anca foi calculado utilizando os marcadores da pélvis, através de uma equação de regressão proposta por Bell et al, e o centro da articulação do joelho definido como o ponto médio dos epicôndilos e o centro da articulação do tornozelo o ponto médio dos maléolos (Robertson et al., 2014).

O problema da cinemática inversa (IK) foi resolvido como um problema de optimização global (Lu and O'Connor, 1999). As massas dos segmentos foram determinadas de acordo com Dempster (Dempster, 1955), enquanto que os restantes parâmetros inercializados foram calculados com base em Hanavan (Hanavan, 1964).

Modelo musculoesquelético e implementação em Opensim

As forças musculares e de contacto articular foram estimadas através do software OpenSim (Delp et al., 2007). Um modelo musculoesquelético de 12 segmentos e 29 graus de liberdade, foi utilizado para criar a simulação. Cada extremidade inferior apresenta cinco graus de liberdade. A articulação da anca foi modelada como uma junta esférica (3 graus de liberdade), a articulação do joelho foi

modelada como uma junta de revolução personalizada com 1 grau de liberdade, e a articulação do tornozelo foi modelada como uma junta de revolução (1 grau de liberdade). A articulação sacroilíaca foi modelada como uma junta esférica (3 graus de liberdade). A extremidade inferior e as articulações posteriores foram accionadas por 92 actuadores musculotendinosos. O modelo músculo-esquelético foi escalado manualmente para corresponder à antropometria de cada sujeito. Um algoritmo de redução residual (RRA) foi utilizado de forma minimizar erros relacionados com inconsistências cinemáticas e hipóteses de modelação. As forças musculares foram estimadas utilizando uma técnica de optimização estática (SO). As FCA conjuntas foram calculadas utilizando uma análise disponível no software OpenSim. Para esta análise foram utilizadas as forças obtidas de SO e a cinemática ajustada pelo RRA.

Contribuições musculares para as forças de contato articular do joelho

O método para a estimação das contribuições musculares para as FCA é baseado em (Sasaki, 2010).

Utilizando a abordagem apresentada em Mateus *et al* (Mateus et al., 2020), as contribuições musculares individuais para as FRS foram calculadas. Após discretizadas as FRS em contribuições musculares individuais, procedeu-se à estimação das contribuições musculares para as FCA. Para tal, fez-se uso da contribuição individual de cada músculo para a força de reação do solo, da sua força muscular, e da cinemática angular da tarefa em estudo. Este passo foi repetido para todos os actuadores musculotendinosos presentes no modelo musculoesquelético, para cada sujeito. Este passo foi realizado para todos os participantes. Os resultados apresentados foram todos normalizados à massa dos sujeitos e apresentados em N/Kg.

RESULTADOS

Em primeiro lugar, ao realizar o passo de RRA, os erros cinemáticos translacionais e rotacionais entre dados experimentais e calculados foram mantidos dentro dos limites aceitáveis, bem como os erros quadráticos médios normalizados (nRMSE) entre momentos articulares derivados do RRA e momentos articulares resultantes da

dinâmica inversa ($nRMSE = (10,8 \pm 4,08) \%$). Após a análise de acelerações induzidas, as contribuições dos actuadores de reserva e residuais foram reduzidas, o que pode estar intimamente relacionado com as hipóteses de modelação introduzidas neste modelo músculo-esquelético – p.e., não incorporar os braços no modelo ou implementar um modelo planar da articulação do joelho. Além disso, as forças de reacção de constrangimento induzidas pelos músculos são semelhantes com as forças experimentais de reacção ao solo ($nRMSE = (8,53 \pm 2,73) \%$), dando confiança aos resultados alcançados neste trabalho.

Esta tarefa pode ser dividida em duas fases: uma fase de travagem, onde ocorre a desaceleração e dissipação de energia, até cerca de 63% da tarefa, e uma fase de propulsão, onde os participantes mudam de direcção.

FORÇAS DE CONTATO ARTICULAR DO JOELHO

Ao longo da direcção Antero/Posterior (A/P), foram observadas as maiores FCA durante as fases de travagem e aceleração para trás na articulação do joelho do membro inferior em contacto com a placa de força ($122,2 \pm 44,6$ e $124,9 \pm 34,4$ N/Kg). Foram observadas forças de compressão ao longo da direcção vertical no joelho ($-63,3 \pm 20,5$ e $-66,2 \pm 18,2$ N/Kg). Ao longo da direcção mediolateral, as maiores FCA foram observadas na articulação do joelho, dirigidas medialmente, atingindo aproximadamente 33 N/Kg e 32 N/Kg durante as fases de travagem e propulsão, respectivamente. O perfil das FCA do joelho encontram-se presentes na Figura 1. As contribuições musculares máximas como percentagem da FCA máxima e os seus timings encontram-se presentes na Tabela 1.

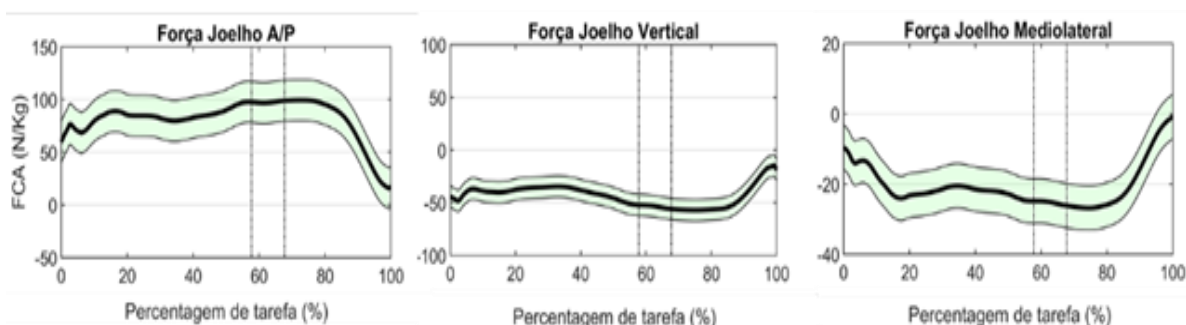


Figura 1. Forças de Contacto Articular (FCA). Anterior (+)/Posterior (-), Axial (+)/Compressiva (-), Lateral (+)/Medial (-). Média (N=14) \pm Desvio Padrão. Forças de contacto articular máximas são normalizadas à massa e apresentadas em N/Kg.

Table 1. Contribuições musculares máximas como percentagem da força de contato articular (FCA) máxima e os seus timings durante a realização de uma tarefa de desaceleração horizontal abrupta

		Fase1_X	Fase2_X	Fase1_Y	Fase2_Y	Fase1_Z	Fase2_Z
FCA máxima		122.2 ± 44.6	124.9 ± 34.4	-63.3 ± 20.5	-66.2 ± 18.2	-33.1 ± 21.2	-32.0 ± 16.5
Timing (% Contato)		25.8 ± 18.5	67.8 ± 12.7	17.2 ± 19.1	70.9 ± 11.4	32.1 ± 16.6	71.8 ± 12.6
Contribuições musculares máximas (% FCA máxima)							
Músculos posteriores da coxa	%	31.0 ± 13.0	29.0 ± 10.6	31.9 ± 16.4	25.3 ± 9.2	15.6 ± 10.3	18.7 ± 11.2
	Timing	38.4 ± 32.6	60.4 ± 4.8	26.0 ± 25.6	65.1 ± 10.8	40.4 ± 18.1	65.0 ± 12.3
Glúteo Máximo	%	0.8 ± 0.6	0.5 ± 0.3	4.3 ± 2.3	2.9 ± 1.6	3.6 ± 2.1	3.1 ± 1.5
	Timing	37.1 ± 25.1	69.8 ± 12.0	21.7 ± 20.8	63.9 ± 9.6	38.5 ± 17.6	60.7 ± 14.0
Reto Femoral	%	9.0 ± 7.9	6.3 ± 3.8	8.5 ± 7.3	9.1 ± 5.2	5.4 ± 5.3	2.8 ± 2.7
	Timing	28.1 ± 21.7	94.2 ± 10.4	20.6 ± 16.7	94.3 ± 10.7	27.0 ± 17.0	88.5 ± 16.5
Vastos	%	70.1 ± 10.9	64.3 ± 11.3	58.2 ± 13.8	59.8 ± 12.1	87.2 ± 13.6	81.8 ± 13.1
	Timing	30.5 ± 17.3	70.7 ± 13.8	25.4 ± 15.9	77.7 ± 7.7	25.7 ± 15.5	72.4 ± 12.3
Gastrocnemio	%	1.3 ± 1.0	8.0 ± 7.5	4.7 ± 4.5	5.8 ± 2.6	0.7 ± 0.6	1.2 ± 1.1
	Timing	10.7 ± 23.7	97.7 ± 1.0	27.3 ± 21.5	94.2 ± 12.8	14.6 ± 19.6	94.2 ± 12.8
Solear	%	3.8 ± 2.3	1.4 ± 0.6	7.9 ± 2.4	8.4 ± 2.9	2.0 ± 1.3	2.1 ± 1.2
	Timing	35.1 ± 21.3	74.9 ± 8.0	39.1 ± 18.6	69.8 ± 9.7	33.3 ± 19.4	69.4 ± 13.4

Notas: Média (N=14) ± Desvio Padrão. Forças de contato articular máximas são normalizadas à massa e apresentadas em N/Kg. Fase 1 corresponde à fase de desaceleração e fase 2 à fase de propulsão.

CONTRIBUIÇÕES MUSCULARES PARA AS FORÇAS DE CONTATO ARTICULAR DO JOELHO

Ao longo da direção A/P, os músculos vastos (Vasto interno, intermédio e lateral) são os principais contribuintes para a força de contato articular no joelho em ambas as fases da tarefa. Estes músculos produzem picos de forças que contribuem para aproximadamente ~70 % do pico de força total na fase de desaceleração e 64 % do pico de força total na fase de propulsão. Contribuições dos músculos posteriores da coxa (Bíceps Femoral, Semitendíneo e Semimembranáceo) (~31% e ~29%) e reto femoral (9% e 6.3%) foram igualmente observadas.

No que toca à componente vertical, os vastos têm novamente uma contribuição importante em ambas as fases da tarefa (~58% e ~60%), assim como os músculos

posteriores da coxa (~32% e ~25%). Contribuições relevantes de músculos como o reto femoral (8.5% e ~9%) e solear (~8% e 8.4%) foram observadas.

Ao longo do eixo mediolateral, o contribuinte principal para a componente de força de contato articular são os vastos (~87% e ~82%), com os músculos posteriores da coxa a produzirem contribuições inferiores (~16% e ~19%).

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

No presente estudo, em média, na direção A/P, observaram-se picos de FCA no joelho aproximadamente 11.7 vezes superiores aos picos das FRS, sendo que os picos das FRS apresentam valores de 10.7 N/Kg. Consequentemente, isto resulta em valores de picos de FCA de, aproximadamente, 9640 N. Esta razão entre as FCA e FRS, foi significativamente diferente da apresentada num estudo que estimou FCA durante uma tarefa de lunge em frente, no ambiente do desporto de badminton, onde os picos das FCA no joelho se observaram, em média, 4.6 vezes superiores aos picos das FRS, sendo que os picos das FRS na direção A/P apresentavam valores de 19,1 N/Kg (Chen et al., 2020). Na mesma linha de raciocínio, isto resulta em valores de picos de FCA de, aproximadamente, 5800 N. Estas diferenças podem ser explicadas pelo facto do nosso estudo incluir atletas de elite em vez de jogadores a nível de clube. Uma outra diferença encontra-se nas massas dos sujeitos estudados, onde os participantes do estudo de Chen *et al* apresentavam uma massa média de 66 Kg, ao contrário do nosso estudo, onde os participantes tinham uma massa media de 77 Kg. Para além disso, a tarefa estudada no nosso trabalho exigia que o participante fizesse um sprint até à placa de força, atingindo assim maiores velocidades e resultando em maiores FCA.

Como se espera desta tarefa, as FCA no joelho são mais elevadas ao longo da direcção A/P, sendo aplicadas anteriormente sobre a tíbia. Estas forças registadas no joelho, estão relacionadas com o facto de os músculos que mais força exerceram nesta tarefa, os vastos, estarem inseridos nesta articulação. Além disso, os músculos posteriores da coxa actuam como contribuintes em menor dimensão para as FCA antero-posteriores. Forças compressivas ao longo das direcções verticais são aplicadas na articulação do joelho. Mais uma vez, as contribuições das forças compressivas pelos vastos são também predominantes. As ligeiras contribuições do

solear são também importantes, devido à sua função como estabilizador da articulação tibio-társica (Mokhtarzadeh et al., 2013). Ao longo da direcção mediolateral, na articulação do joelho, as FCA são fundamentais para a realização da tarefa, uma vez que ajudam a manter o joelho numa posição neutra. Ao longo desta direcção, os vastos são os principais contribuintes.

Numa outra nota, foi observado em estudos prévios que os músculos posteriores da coxa e o solear irão contrabalançar a atividade dos músculos extensores do joelho, de forma a prevenir a translação anterior da tíbia. Contudo, os resultados do presente estudo verificam que estes músculos atuam da mesma forma que os músculos extensores do joelho, contribuindo na mesma direcção para as FCA. Estes resultados encontram-se em concordância com aqueles observados num estudo onde foram estimadas as contribuições musculares para o ligamento cruzado anterior ao realizar um movimento “stop-jump” (Peel et al., 2021).

Este trabalho pode acarretar algumas limitações. Em primeiro lugar, o modelo implementado neste trabalho é uma representação simplificada do corpo humano. O modelo de joelho planar utilizado apenas permite um grau de liberdade. A literatura mostra que a utilização de um modelo genérico escalado ou um modelo específico ao sujeito fornece resultados semelhantes para simulações de marcha humana (Correa et al., 2011). No entanto, deve-se ter cuidado na escolha do modelo a implementar em trabalhos futuros de análise de tarefas atléticas (Hody et al., 2019).

Em suma, este estudo apresenta uma abordagem computacional viável e inovadora para a estimação das contribuições musculares individuais para as FCA presentes na articulação do joelho durante uma tarefa de desaceleração horizontal abrupta. Os resultados deste trabalho mostram que os músculos extensores do joelho são os principais produtores das forças osso-sobre-osso do joelho. Contudo, é importante notar que existem contribuições de músculos que não se encontram inseridos na articulação do joelho, que se poderão revelar bastante importantes para a realização da tarefa. Numa outra nota, esta abordagem tem o potencial de capacitar o estudo de contribuições musculares para os padrões de carga em ligamentos específicos, como é o caso do ligamento cruzado anterior. Uma vez que as cargas na articulação do joelho e as suas contribuições são incógnitas interessantes, a sua estimativa é um passo importante para compreender melhor os mecanismos por detrás de uma tarefa

abrupta de desaceleração horizontal abrupta, assim como para a implementação de protocolos de prevenção de lesão mais completa.

REFERÊNCIAS

- Aguilar, J., Yang, J., 2017. Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury: A Literature Review. Proc. ASME 2017 Int. Des. Eng. Tech. Conf. Comput. Inf. Eng. Conf. IDETC/CIE 2017 1–10.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero, D., Cugat, R., Lázaro-Haro, C., 2009. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players . Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sport. Traumatol Arthrosc* 705–729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Arendt, E., Dick, R., 2007. Knee Injury Patterns Among Men and Women in Collegiate Basketball and Soccer. *Am. J. Sports Med.* 23, 694–701. <https://doi.org/10.1177/036354659502300611>
- Bahr, R., Krosshaug, T., 2005. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sport. Med* 324–329. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018341>
- Chen, T.L.W., Wang, Y., Wong, D.W.C., Lam, W.K., Zhang, M., 2020. Joint contact force and movement deceleration among badminton forward lunges: a musculoskeletal modelling study. *Sport. Biomech.* 00, 1–13. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1749720>
- Correa, T.A., Baker, R., Kerr Graham, H., Pandy, M.G., 2011. Accuracy of generic musculoskeletal models in predicting the functional roles of muscles in human gait. *J. Biomech.* 44, 2096–2105. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.023>
- Dalen, T., Jørgen, I., Gertjan, E., Havard, H.G., Ulrik, W., 2016. Player Load, Acceleration, and Deceleration During Forty-Five Competitive Matches of Elite Soccer. *J. Strength Cond. Res.* 30, 351–359.
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., Garrett, W., 2004. Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am. J. Sports Med.* 32, 477–483. <https://doi.org/10.1177/0363546503258928>
- Dempster, W.T., 1955. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs.
- Hanavan, E.P., 1964. A Mathematical Model of the human body, Aerospace Medical Research Laboratories.
- Harper, D.J., Carling, C., Kiely, J., 2019. High-Intensity Acceleration and Deceleration Demands in Elite Team Sports Competitive Match Play: A Systematic Review and Meta-Analysis of Observational Studies. *Sport. Med.* 49, 1923–1947. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01170-1>
- Hody, S., Croisier, J.L., Bury, T., Rogister, B., Leprince, P., 2019. Eccentric muscle contractions: Risks and benefits. *Front. Physiol.* 10, 1–18. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00536>
- Lu, T.W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.* 32, 129–134. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4)
- Mateus, R.B., Ferrer-Roca, V., João, F., Veloso, A.P., 2020. Muscle contributions to maximal single-leg forward braking and backward acceleration in elite athletes. *J. Biomech.* 112. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110047>
- Mokhtarzadeh, H., Yeow, C.H., Hong Goh, J.C., Oetomo, D., Malekipour, F., Lee, P.V.S., 2013. Contributions of the Soleus and Gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J. Biomech.* 46, 1913–1920. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.010>
- Neri, T., Myat, D., Beach, A., Parker, D.A., 2019. Multiligament Knee Injury: Injury Patterns, Outcomes, and Gait Analysis. *Clin. Sports Med.* 38, 235–246. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2018.11.010>
- Oberhofer, K., Hosseini Nasab, S.H., Schütz, P., Postolka, B., Snedeker, J.G., Taylor, W.R., List, R., 2017. The influence of muscle-tendon forces on ACL loading during jump landing: A systematic review. *Muscles. Ligaments Tendons J.* 7, 125–135. <https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.1.125>

- Peel, S.A., Schroeder, L.E., Weinhandl, J.T., 2021. Lower extremity muscle contributions to ACL loading during a stop-jump task. *J. Biomech.* 121, 110426. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110426>
- Robertson, D.G.E., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S., 2014. *Research Methods in Biomechanics*, 2nd ed. Human Kinetics.
- Sasaki, K., 2010. Individual Muscle Contributions to the Axial Knee Joint Contact Force during Normal Walking. *J Biomech* 43, 2780–2784. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.011>. Individual
- Schache, A.G., Kim, H.J., Morgan, D.L., Pandy, M.G., 2010. Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait Posture* 32, 136–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.006>
- Veloso, A., João, F., Valamatos, M.J., Cabral, S., Moniz-Pereira, V., 2015. Subject-specific musculoskeletal model to identify muscle contribution to the acceleration phase in elite sprinting. *33rd Conf. Int. Soc. Biomech. Sport. Fr.* 33.
- Volpi, P., Bisciotti, G.N., Chamari, K., Cena, E., Carimati, G., Bragazzi, N.L., 2016. Risk factors of anterior cruciate ligament injury in football players : a systematic review of the literature Original article. *Muscles. Ligaments Tendons J.* 6, 480–485.
- Wetters, N., Weber, A.E., Wuerz, T.H., Schub, D.L., Mandelbaum, B.R., 2016. Mechanism of Injury and Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Oper. Tech. Sports Med.* 24, 2–6. <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2015.09.001>