



Universidade de Lisboa
Faculdade de Motricidade Humana



Avaliação cinemática do Drop Jump, em jogadores de futebol: fiabilidade e erro de medida de um novo sistema de análise de movimento 3D sem marcadores

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre
em Treino de Alto Rendimento

Presidente:

Doutor António Prieto, professor catedrático da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Vogais:

Doutora Rita Noélia Silva Fernandes, professora adjunta da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal.

Doutora Sílvia Arsénio Rodrigues Cabral, investigadora auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Orientadora:

Doutora Sílvia Arsénio Rodrigues Cabral, investigadora auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Tomás Filipe Peixoto

2025

Agradecimentos

Gostaria de expressar a minha profunda gratidão às pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Em primeiro lugar, agradeço aos meus pais, pelo apoio incondicional, paciência e incentivo ao longo de toda esta jornada académica. Sem o vosso suporte, nada disto teria sido possível.

À Professora Sílvia e à Professora Vera, agradeço imensamente pela orientação, paciência e disponibilidade constantes. O vosso conhecimento e apoio foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Um agradecimento especial ao Ciro Tavares, à Sandra Salvador e ao Man Kit (Andy) Lei pela ajuda preciosa na recolha de dados e ainda ao João Barros pela sua valiosa contribuição na definição dos métodos experimentais. A vossa colaboração e dedicação foram essenciais para a concretização desta investigação.

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para este percurso, o meu sincero obrigado.

Resumo

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das mais graves no futebol, com impacto significativo na recuperação e carreira dos atletas. A sua ocorrência resulta da interação entre fatores neuromusculares, anatómicos e biomecânicos, sendo essencial analisar os padrões de movimento para avaliar o risco e prevenir lesões. Os métodos tridimensionais tradicionais, apesar de rigorosos, apresentam limitações, como a necessidade de marcadores, dificultando a sua aplicação em contextos desportivos. Assim, sistemas tridimensionais sem marcadores (markerless) surgem como alternativas promissoras, permitindo avaliações mais ágeis e menos invasivas. Este estudo avaliou a fiabilidade teste-reteste de um sistema markerless na análise cinemática do Drop Jump, um teste utilizado na identificação de fatores de risco para lesões do LCA. Foram analisadas variáveis articulares dos membros inferiores em jogadores da Liga Revelação (U23). Os resultados indicaram níveis de fiabilidade de moderada a excelente, sendo superiores no plano sagital e menores no plano frontal. O pico máximo de flexão do joelho destacou-se pela elevada fiabilidade (ICC = 0,97). Estes resultados reforçam a importância da validação de ferramentas biomecânicas na prevenção de lesões do LCA e sugerem investigações futuras com amostras maiores e comparações com sistemas de referência.

Palavras-chave: Ligamento Cruzado Anterior, Receção ao solo, Futebol, Valgo dinâmico, Teste-reteste, Biomecânica, Padrão motor, Risco de lesão, Análise do movimento tridimensional

Abstract

The anterior cruciate ligament (ACL) injury is one of the most severe in football, significantly impacting athletes' recovery and careers. Its occurrence results from the interaction of neuromuscular, anatomical, and biomechanical factors, making movement pattern analysis essential for assessing risk and preventing injuries. Traditional three-dimensional methods, while rigorous, have limitations, such as the need for markers, which hinder their application in sports contexts. Thus, markerless three-dimensional systems have emerged as promising alternatives, allowing for more agile and less invasive assessments. This study evaluated the test-retest reliability of a markerless system in the kinematic analysis of the Drop Jump, a test used to identify risk factors for ACL injuries. Joint variables of the lower limbs were analyzed in players from the Liga Revelação (U23). The results indicated reliability levels ranging from moderate to excellent, with higher consistency in the sagittal plane and lower in the frontal plane. Peak knee flexion demonstrated high reliability (ICC = 0.97). These findings highlight the importance of validating biomechanical assessment tools for ACL injury prevention and suggest future research with larger samples and comparisons with reference systems.

Key-words: Anterior Cruciate Ligament, Landing, Football, Dynamic valgus, Test-retest, Biomechanics, Motor pattern, Injury risk, Three-dimensional motion analysis

Índice

<i>Resumo</i>	<i>i</i>
<i>Abstract</i>	<i>ii</i>
Índice de Tabelas	iv
Índice de Figuras	iv
<i>Introdução</i>	<i>1</i>
<i>Revisão da Literatura</i>	<i>2</i>
<i>Métodos</i>	<i>13</i>
Desenho do Estudo	13
Amostra	13
Protocolo	14
Processamento dos Dados	15
Análise Estatística	16
<i>Resultados</i>	<i>18</i>
<i>Discussão</i>	<i>24</i>
<i>Conclusão</i>	<i>28</i>
<i>Bibliografia</i>	<i>29</i>
<i>Anexos</i>	<i>36</i>
Anexo 1	36
Anexo 2	41
Anexo 3	44

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Valores obtidos para as variáveis cinemáticas durante ambas as visitas. _____ 19

Tabela 2 - Valores de concordância e fiabilidade. O erro de medida também é apresentado como uma percentagem da pontuação média _____ 20

Índice de Figuras

Figura 1 - *Gráficos de Bland & Altman para o ângulo do joelho no contacto inicial para os planos sagital (a.) e frontal (b.) e ângulo da anca no contacto inicial no plano sagital (c.).* _____ 21

Figura 2 - *Gráficos de Bland & Altman para a pico máximo de dorsiflexão (d), da anca (e) e do joelho (f).* _____ 22

Introdução

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) constitui uma das lesões mais graves e desafiantes no futebol de elite, destacando-se pelo tempo prolongado de recuperação e pelas suas implicações de longo prazo na saúde e carreira dos atletas. Estas lesões frequentemente resultam da interação complexa de fatores anatómicos, neuromusculares e biomecânicos, sendo essencial uma análise detalhada dos padrões de movimento que potencialmente aumentam o risco da sua ocorrência. Face à importância crítica de identificar precocemente atletas em risco, métodos de análise biomecânica têm sido amplamente utilizados para avaliar a dinâmica do joelho em tarefas de elevado impacto, como o Drop Jump. Contudo, sistemas tradicionais com marcadores, embora precisos, enfrentam limitações práticas significativas, incluindo custos elevados, tempo prolongado de preparação e necessidade de infraestruturas laboratoriais especializadas. Neste contexto, os sistemas de captura de movimento tridimensionais sem marcadores (markerless) emergem como alternativas promissoras devido à sua capacidade de facilitar avaliações mais rápidas e em ambientes mais próximos da realidade desportiva. O presente estudo teve como objetivo avaliar a fiabilidade teste-reteste e o erro de medida deste tipo de sistema na análise cinemática do Drop Jump em jogadores de futebol da Liga Revelação (U23). A investigação envolveu a análise detalhada de variáveis angulares críticas no tornozelo, joelho e anca, sendo realizadas duas sessões de avaliação separadas por um intervalo médio de uma a duas semanas. Este documento está estruturado em diversas secções: inicia-se com uma revisão bibliográfica detalhada sobre a lesão do LCA e os fatores biomecânicos e neuromusculares que influenciam o risco, segue-se a descrição dos métodos utilizados para realizar as medições, a apresentação dos resultados relativos à fiabilidade e precisão das variáveis analisadas, culminando numa discussão crítica dos resultados e numa conclusão que ressalta a aplicabilidade prática do sistema markerless no contexto do futebol. Espera-se que os resultados deste trabalho contribuam significativamente para a validação desta tecnologia emergente e para o avanço na prevenção de lesões no contexto desportivo.

Revisão da Literatura

O futebol enquanto desporto coletivo, é caracterizado pela sua natureza intermitente e pela elevada exigência física imposta aos atletas. Ao longo dos 90 minutos, os jogadores enfrentam uma série de desafios, tais como, acelerações, desacelerações, mudanças de direção, saltos, sprints, os quais provocam perturbações significativas nos diversos sistemas fisiológicos (Ekstrand et al., 2013; Pfirrmann et al., 2016; Woods et al., 2004). É reconhecido internacionalmente que o futebol tem passado por transformações significativas, transitando de um paradigma de “arte” para um futebol com maior exigência física. Com o aumento da intensidade e frequência de jogos, observa-se uma tendência crescente na incidência de lesões, (Ekstrand et al., 2011b, 2021; Koutures et al., 2010).

As lesões representam uma preocupação significativa no futebol de alta competição porque, para além de impactarem a saúde dos atletas, acarretam um encargos elevados para as instituições e estão diretamente relacionadas com a classificação final no campeonato (Hägglund et al., 2013). A literatura recente indica que as lesões no futebol tendem a ser eventos isolados, de carácter agudo (tanto por contacto como sem contacto) e acontecem na sua grande maioria nos membros inferiores (Ekstrand et al., 2011a; T. Hughes et al., 2019; López-Valenciano et al., 2020).

As lesões mais comuns no futebol profissional causam uma ausência de uma a duas semanas, sendo a rotura dos isquiotibiais a lesão mais prevalente e com um elevado risco de reincidência (Woods et al., 2004). Por outro lado, as lesões no ligamento cruzado anterior (LCA) representam uma maior preocupação no contexto de futebol de elite porque apresentam um tempo de recuperação bastante prolongado (9 a 12 meses) e implicações a longo prazo para a saúde dos jogadores (Della Villa et al., 2020; Ekstrand et al., 2016a; Waldén et al., 2011). A taxa de lesões no LCA é de 0,066 por 1000 horas ou 0,43 por equipa por temporada (Ekstrand et al., 2016b). Mesmo com uma taxa de retorno superior a 90% após a reconstrução do ligamento, existe um aumento substancial do risco de uma nova lesão. Estudos revelam que jogadores têm 3,1 a 7,9 vezes mais chances de sofrer uma nova lesão no joelho (Arundale et al., 2018). Especificamente, a lesão no LCA está frequentemente associada a danos no menisco, que é um fator de risco para o desenvolvimento precoce da osteoartrose do joelho (Alentorn-Geli et al., 2009). Ademais, apenas 65% dos jogadores continuam a competir ao mais alto nível nos três anos seguintes,

pós-lesão (Arundale et al., 2018; Ekstrand et al., 2016a; Paterno et al., 2010a), sendo que os casos mais graves podem resultar mesmo no término da carreira (Waldén et al., 2005)

Dada a gravidade das consequências associadas às lesões no LCA, compreender os fatores que contribuem para sua ocorrência torna-se essencial, tanto para prevenir novos casos quanto para mitigar os impactos a longo prazo. Nesse sentido, explorar os fatores de risco e os mecanismos que levam a essas lesões permite não apenas entender a sua complexidade, mas também fundamentar estratégias mais eficazes de intervenção. Essa interação pode ser explicada por meio de um modelo abrangente que considera três componentes principais: a predisposição do atleta, a exposição aos fatores de risco e o evento desencadeante da lesão (Bahr & Krosshaug, 2005; Meeuwisse et al., 2007).

O LCA desempenha um papel fundamental na estabilidade do joelho, sendo responsável por impedir o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur, e controlar a rotação interna e externa do joelho, proporcionando assim estabilidade nestes movimentos. Para além disso, o LCA também contribui para a propriocepção, ajudando a coordenar os movimentos e a manter a articulação estável em atividades de alta intensidade (Beaulieu et al., 2023). Um dos principais mecanismos associados à lesão ocorre durante a recepção ao solo, com o joelho numa posição comprometida, como a extensão quase total ou em valgo dinâmico (Meeuwisse et al., 2007). Nessa configuração, a energia gerada pelo impacto é transferida para o joelho e, se essa força exceder a capacidade máxima do LCA de resistir à tensão, pode ocorrer uma rotura (Bahr & Krosshaug, 2005). Contudo, esse mecanismo externo não atua de forma isolada. Um fator interno igualmente relevante é a ativação excêntrica dos quadríceps, que desempenham um papel fundamental nas recepções ao solo e desacelerações. Durante essas ações, os quadríceps trabalham para controlar a flexão do joelho e absorver o impacto. No entanto, essa ativação excêntrica cria uma força significativa que puxa a tíbia anteriormente através do mecanismo patelo-femoral, enquanto favorece a rotação interna. Ambas as forças aumentam a carga aplicada ao LCA (Boden & Sheehan, 2022).

Embora estes mecanismos sejam funcionais, a predisposição anatômica e a biomecânica de cada atleta pode aumentar a sua vulnerabilidade a lesões durante estes movimentos. Estudos recentes sugerem que, embora o valgo do joelho contribua para o risco de lesão, o seu papel é secundário. O principal mecanismo de lesão parece estar mais

relacionado à forma como o atleta aterra, nomeadamente o alinhamento do tronco, o grau de flexão da anca e do joelho, e a distribuição das forças no impacto, especialmente as forças axiais compressivas no joelho (Boden & Sheehan, 2022; Cronström et al., 2020). Diversos fatores biomecânicos têm sido identificados como críticos na avaliação do risco de lesão do LCA. Entre eles, destacam-se o ângulo de abdução, flexão e rotação interna do joelho, assim como a flexão do tronco e do tornozelo, uma vez que influenciam diretamente a carga exercida sobre o ligamento durante movimentos dinâmicos (Beaulieu et al., 2023; Hassebrock et al., 2020; Song et al., 2023). Durante atividades desportivas de alta intensidade, as forças axiais que atravessam a articulação tibiofemoral são geradas pelas contrações dos músculos que envolvem o joelho, particularmente os quadríceps, que precisam de contrapor o momento externo de flexão, e a força de reação do solo (Beaulieu et al., 2023). Essas forças axiais de compressão podem exercer uma carga significativa no LCA, especialmente devido à geometria das superfícies articulares da articulação tibiofemoral. Elas induzem translação anterior e rotação interna da tibia, além de algum grau de abdução do joelho (Beaulieu et al., 2023). A força de compressão ao longo do eixo longitudinal da tibia, devido à inclinação posterior das superfícies tibiais laterais e mediais, induz uma translação anterior da tibia, aumentando a carga sobre o LCA (Beaulieu et al., 2023). As forças de compressão tornam-se ainda mais intensas em ângulos de flexão do joelho entre 30° e 50°, mas deslocamentos significativos também podem ocorrer em ângulos menores (10° a 30°), que é onde a maioria das lesões do LCA acontecem.

A lesão do ligamento cruzado anterior resulta da combinação de fatores anatómicos, biomecânicos, fisiológicos e ambientais, que podem ser classificados como modificáveis e não modificáveis. Entre os fatores não modificáveis incluem-se características anatómicas, predisposição genética e histórico de lesões. A nível anatómico, vários aspetos têm sido associados ao risco de lesão no LCA. Um dos parâmetros mais estudados é a morfologia da fenda intercondilar (notch parameters), que engloba a largura e a forma do corte intercondilar. Estudos indicam que uma largura reduzida do entalhe pode limitar o espaço disponível para o LCA, aumentando o risco de compressão e rotura (Acevedo et al., 2014; G. Hughes & Watkins, 2006). Esta largura é frequentemente avaliada através do índice de largura do notch. Além disso, a forma do corte pode influenciar a estabilidade do joelho, sendo classificada em A, U invertido e Ómega. Os cortes em forma de A estão associados a um maior risco de lesão, enquanto os de U invertido parecem ser mais favoráveis à prevenção

de lesões (Jagadeesh et al., 2021). Outro fator anatômico relevante é a laxidão ligamentar. Ligamentos mais longos e com menor rigidez contribuem para uma maior laxidão, o que pode resultar numa menor capacidade de resistir a forças externas e a uma maior predisposição para a rotura do LCA (G. Hughes & Watkins, 2006). Além destes, outros aspetos anatômicos, como a inclinação posterior da tíbia, mencionada anteriormente, e o ângulo Q, têm sido associados ao risco de lesão, pois podem afetar a distribuição das forças no joelho durante movimentos de receção e mudança de direção (Pfeifer et al., 2018). Para além dos fatores anatômicos, a predisposição genética também pode desempenhar um papel importante. Estudos sugerem que variantes genéticas associadas à composição do colagénio podem influenciar a resistência dos ligamentos, tornando certos indivíduos mais suscetíveis a lesões do LCA (Pfeifer et al., 2018). O histórico de lesões é outro fator de risco significativo. Atletas que sofreram uma rotura prévia do LCA apresentam maior probabilidade de uma nova lesão, quer no mesmo joelho, quer no membro contralateral, devido a alterações biomecânicas e estruturais que ocorrem após a recuperação (Pfeifer et al., 2018).

Por outro lado, fatores modificáveis, como fisiológicos, neuromusculares e biomecânicos oferecem oportunidades para intervenções direcionadas (Acevedo et al., 2014; G. Hughes & Watkins, 2006; Pfeifer et al., 2018). Um fator de risco fisiológico que está associado ao aumento do risco de lesão é o Índice de Massa Corporal (IMC). O IMC elevado resulta numa maior carga sobre as articulações, o que aumenta a tensão no LCA. Essa carga adicional intensifica as forças de compressão e de corte aplicadas ao joelho, tornando mais provável que excedam a capacidade máxima de resistência do LCA. Como consequência, o ligamento fica mais suscetível a micro-lesões ou até a uma rotura completa, especialmente em situações de movimentos abruptos, que amplificam a sobrecarga estrutural (Pfeifer et al., 2018).

O rácio H:Q (hamstrings:quadríceps), fator de risco neuromuscular, representa a relação entre a força dos isquiotibiais (flexores do joelho) e a dos quadríceps (extensores do joelho), sendo um parâmetro crucial para avaliar o equilíbrio muscular e prevenir lesões no joelho, especialmente no LCA (Aagaard et al., 1998). O equilíbrio entre esses grupos musculares é fundamental, pois o desequilíbrio entre extensores e flexores do joelho tem implicações nas cargas aplicadas ao LCA. A ação dos quadríceps, por exemplo, aumenta a

translação anterior da tíbia, aumentando a carga no LCA, enquanto a ação dos isquiotibiais reduz essa translação, protegendo o LCA de cargas excessivas (Baroni et al., 2020). Assim, a existência de um desequilíbrio muscular, representado pelo rácio H:Q, durante a aplicação de forças axiais compressivas no joelho, como descrito anteriormente, surge como um mecanismo crítico de lesão do LCA. Tradicionalmente, esse rácio é calculado a partir da força máxima dos flexores e extensores do joelho, obtida em condições de contração isométrica, concêntrica ou excêntrica, a diferentes velocidades angulares (Aagaard et al., 1998). Contudo, abordagens mais recentes sugerem que um rácio H:Q funcional, que mede a relação entre a força excêntrica dos isquiotibiais e a força concêntrica dos quadríceps (Hecc:Qcon) ou entre a força concêntrica dos isquiotibiais e a força excêntrica dos quadríceps (Hconc:Qecc), pode fornecer uma avaliação mais precisa da função muscular. O primeiro rácio (Hecc:Qecc) está relacionado com a extensão do joelho, enquanto o segundo (Hconc:Qecc) refere-se à flexão do joelho (Aagaard et al., 1998). Estudos indicam que um rácio H:Q convencional inferior a 0,60 ou um rácio funcional abaixo de 1,0 sugere um desequilíbrio muscular significativo, expondo o LCA a maior tensão devido à menor capacidade dos isquiotibiais de contrabalançar a força gerada pelos quadríceps (Coombs & Garbutt, 2002; Manfredini Baroni et al., 2020). Ainda que o rácio H:Q seja amplamente utilizado na avaliação do risco de lesões no LCA, estudos recentes mostram que, isoladamente, não é um forte preditor de lesão. A variabilidade metodológica entre estudos, a falta de evidências robustas e problemas na medição tornam difícil confiar apenas neste parâmetro. Além disso, a ausência de consenso sobre os valores de corte para o rácio H:Q dificulta a sua aplicabilidade prática. Portanto, é crucial considerar outros fatores para uma avaliação mais precisa do risco de lesão (Kellis et al., 2023).

Adicionalmente, a força dos músculos abdutores da coxa desempenha um papel crítico na estabilização do joelho, prevenindo o movimento em valgo. Níveis insuficientes de força nesses músculos podem comprometer o alinhamento articular e aumentar a suscetibilidade a lesões no LCA (Baroni et al., 2020). De igual modo, um controlo deficiente do core afeta diretamente a estabilidade dinâmica dos membros inferiores, aumentando o momento de força externo da abdução do joelho e, conseqüentemente, elevando a tensão sobre os ligamentos (Read et al., 2016; Zazulak et al., 2007). A estabilidade do core está relacionada com a capacidade do corpo de controlar o tronco em resposta a perturbações internas e externas, garantindo uma distribuição adequada das forças articulares. Durante

atividades dinâmicas como a corrida, mudanças de direção e receções ao solo a eficiência do controlo neuromuscular é crucial para preservar a integridade dos ligamentos dos membros inferiores (Read et al., 2016). Se os mecanismos ativos, incluindo a estabilidade do tronco e a atuação dos músculos locais, não funcionarem adequadamente, as forças geradas não são dissipadas de forma eficiente. Isso pode resultar numa concentração excessiva de cargas nos ligamentos, levando a tensões superiores à sua capacidade e aumentando o risco de falha mecânica (Read et al., 2016).

Os fatores biomecânicos são cruciais para a integridade do joelho, uma vez que a análise dos mecanismos de movimento e do alinhamento articular em situações de elevado impacto revela elementos essenciais para prevenir lesões. Durante atividades dinâmicas, como a receção ao solo, a eficácia na absorção do impacto, a coordenação integrada das flexões do tornozelo, do joelho e da anca, e o controlo do movimento de abdução (valgo) do joelho são determinantes para distribuir de forma equilibrada as forças na articulação. Quando estes mecanismos são comprometidos, por exemplo, quando o atleta recebe com o calcanhar ou com o pé completamente plano, a distribuição das cargas torna-se desequilibrada, levando à concentração de forças que podem exceder a capacidade máxima de resistência do LCA. Esse excesso de carga aumenta o risco de falha mecânica do ligamento e, conseqüentemente, a ocorrência de lesões (Koga et al., 2010). Assim, uma receção ao solo com a parte anterior do pé e com maior flexão das articulações do tornozelo, joelho e anca permite uma melhor absorção do impacto, reduzindo a sobrecarga no LCA e contribuindo para a sua proteção (Milner et al., 2011; Mok et al., 2016).

Os movimentos do tronco, como flexão, extensão, inclinação lateral e rotação, desempenham um papel crucial na mecânica do joelho. O tronco, cabeça e braços representam quase 60% do peso corporal, o que significa que qualquer movimento do tronco afeta diretamente a posição do centro de massa e, conseqüentemente, a carga imposta sobre o joelho. O tronco e os membros inferiores funcionam em cadeia, de modo que a movimentação do tronco influencia a dinâmica do joelho e a distribuição das forças durante o movimento (Myer et al., 2011). Por exemplo, a flexão aumentada do tronco, muitas vezes acompanhada pela flexão da anca e do joelho, mantém o centro de massa dentro da base de suporte, ajudando a reduzir as forças de impacto e os momentos de força sobre o joelho (Song et al., 2023). Estes movimentos, junto com o controlo neuromuscular, influenciam

diretamente o risco de lesão do LCA, particularmente quando as forças geradas não são adequadamente dissipadas pelas articulações e músculos envolvidos.

A identificação e o controlo dos fatores de risco biomecânicos são realizados por meio da análise detalhada dos padrões de movimento em tarefas com alto potencial de lesão. Diversas tarefas têm sido empregues para avaliar as variáveis biomecânicas, cada uma escolhida pela sua capacidade de reproduzir o mecanismo de lesão e desafiar a integridade do sistema neuromuscular. Tarefas de receção e manobras de mudança de direção são especialmente importantes, uma vez que simulam situações desportivas em que o corpo tem de absorver e redistribuir as forças de impacto de forma eficaz para manter a estabilidade e proteger as articulações. Estes testes avaliam a capacidade do sistema neuromuscular para mitigar choques e responder a rápidas alterações de direção, elementos críticos para a prevenção de lesões (Ford et al., 2003; Hewett et al., 2005; Padua et al., 2009; Paterno et al., 2010b). O Drop Jump (DJ) destaca-se pela sua capacidade de reproduzir situações de alto impacto e pela eficácia na avaliação integrada do tempo de contacto com o solo, a absorção do impacto e a eficiência do ciclo de alongamento-encurtamento. Nesta tarefa, o atleta deixa-se cair de uma plataforma, aterra e, de imediato, executa um novo salto, permitindo uma análise sensível da capacidade reativa e da produção de força. Variáveis como a abdução (valgo dinâmico) do joelho, os ângulos máximos de flexão do tornozelo (dorsiflexão), joelho e anca, e o alinhamento articular (disposição correta dos ossos e estruturas que formam uma articulação) no contacto inicial são analisadas para determinar a eficiência dos mecanismos de proteção do joelho. Além disso, indicadores como o tempo de contacto com o solo e a altura do salto fornecem informações sobre a capacidade de dissipação das forças e a qualidade da resposta motora, aspetos essenciais tanto para o desempenho como para a prevenção de lesões (Bahr & Krosshaug, 2005).

Para garantir uma análise precisa desses fatores, é fundamental avaliar a consistência das medições ao longo do tempo, assegurando que os dados recolhidos reflitam com fiabilidade o padrão de movimento dos atletas. Sem um nível adequado de fiabilidade, a interpretação dos resultados pode ser comprometida, dificultando a identificação de padrões biomecânicos associados ao risco de lesão. A fiabilidade refere-se à capacidade de um instrumento de medição, produzir resultados consistentes e reprodutíveis ao longo do tempo, sendo um critério essencial na avaliação das propriedades de medida (Mizner et al., 2012).

No contexto da análise biomecânica, a fiabilidade teste-reteste é fundamental para garantir que as variáveis extraídas apresentem estabilidade entre diferentes momentos de avaliação, minimizando a influência de fatores externos e variações aleatórias (Mokkink et al., 2010, 2018). A fiabilidade na análise da cinemática do movimento varia consoante o sistema utilizado, influenciando a precisão e a aplicabilidade dos resultados. Assim, é fundamental compreender as diferenças entre os métodos disponíveis para uma melhor interpretação dos dados.

A análise bidimensional (2D) tem sido amplamente utilizada para capturar o padrão de movimento de atletas em tarefas dinâmicas através de câmaras de vídeo convencionais, que registam o movimento num único plano paralelo à lente da câmara. Essa abordagem apresenta vantagens notáveis como, a simplicidade e rapidez de utilização, o baixo custo e alta portabilidade, permitindo a sua aplicação em ambientes externos ao laboratório. Estudos, como o realizado por Mizner et al., (2012), demonstraram elevados índices de fiabilidade intra-avaliador, com coeficientes de correlação intraclassa ($ICC_{A,K}$) entre 0,89 e 0,99 para medidas, por exemplo, do ângulo do joelho no plano frontal. O Landing Error Scoring System (LESS) entra como uma ferramenta que avalia qualitativamente os padrões de receção, utilizando sistemas 2D. O LESS foca na identificação de erros na técnica de receção (Padua et al., 2015). Este sistema pontua desvios como o valgo dinâmico do joelho, a postura inadequada do tronco e a assimetria entre os membros, que podem não ser captados exclusivamente pelas medições numéricas. Em termos de fiabilidade, o estudo de Padua et al., (2011), demonstrou que o LESS possui uma boa fiabilidade inter-avaliador, com valores de Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) variando de 0,72 a 0,81, indicando uma consistência aceitável entre diferentes avaliadores na análise dos padrões de movimento durante tarefas de salto e receção ao solo. No entanto, a análise 2D apresenta uma limitação fundamental: a avaliação dos movimentos é feita de forma independente em cada plano, sem considerar a interação entre os diferentes planos de movimento. Esta abordagem é particularmente problemática na análise de padrões multiplanares complexos, como o valgo dinâmico do joelho, que envolve deslocamentos e rotações simultâneas nos planos frontal e transversal (Mizner et al., 2012). Como consequência, a análise 2D apresenta uma validade concorrente limitada em relação aos métodos tridimensionais, resultando em correlações reduzidas entre as medições 2D e 3D, que podem variar entre 0 e 0,57 para variáveis angulares. No entanto, quando se utilizam medidas baseadas em distâncias (e não em

ângulos), a concordância entre métodos melhora significativamente, com um $ICC_{A,K}$ de aproximadamente 0,96 (Mizner et al., 2012). Assim, apesar de ser uma ferramenta acessível e reprodutível para a análise de determinados padrões de movimento, a análise 2D não permite avaliar adequadamente a interação entre os planos, o que compromete a sua validade na avaliação de movimentos mais complexos.

A análise tridimensional (3D) com marcadores é amplamente utilizada na biomecânica para quantificar padrões de movimento com elevada precisão. No entanto, a sua fiabilidade varia consoante a tarefa e a população estudada, sendo essencial para a avaliação de risco de lesão do LCA analisar especificamente a sua consistência na receção ao solo. Estudos prévios demonstram que os sistemas 3D com marcadores apresentam uma fiabilidade elevada na medição de ângulos articulares durante estas ações, com ICC frequentemente superiores a 0,90 para variáveis no plano sagital (Ford et al., 2007; Myer et al., 2011). No entanto, a fiabilidade tende a ser inferior para variáveis nos planos frontal e transversal, devido à menor amplitude de movimento e à maior sensibilidade a pequenos erros na colocação dos marcadores (Osis et al., 2016). Resultados semelhantes foram observados em estudos que analisaram tarefas de receção ao solo específicas de modalidades desportivas como o voleibol, onde a fiabilidade dos ângulos de flexão/extensão da anca, joelho e tornozelo foi classificada como boa a excelente ($ICC = 0,61-0,89$), mas a fiabilidade das variáveis de rotação interna/externa foi consideravelmente inferior ($ICC = 0,29-0,53$) (De Bleecker et al., 2024). Estes resultados evidenciam que, apesar da elevada fiabilidade dos sistemas 3D com marcadores no plano sagital, a precisão diminui quando se analisam os outros planos. Apesar do seu elevado rigor em ambiente laboratorial, a aplicação prática dos sistemas 3D com marcadores enfrenta desafios significativos. A necessidade de múltiplas câmaras, infraestrutura específica e técnicos especializados torna este método dispendioso e limita a sua utilização fora do laboratório. Além disso, a fiabilidade das medições pode ser afetada pelo deslocamento dos marcadores devido ao movimento dos tecidos moles, comprometendo a análise das forças articulares e dos ângulos nos planos frontal e transversal (Osis et al., 2016), particularmente em tarefas desportivas mais dinâmicas e que envolvam impacto (ex. com o solo). Verificou-se ainda que a fiabilidade das medições pode variar ao longo da fase de aterragem, sendo mais instável no início e no final da receção ao solo. Como a identificação do instante do contacto inicial pode

influenciar a variabilidade dos dados biomecânicos, torna-se necessária uma interpretação cautelosa dos resultados obtidos(Templin et al., 2024).

Perante limitações dos métodos 2D e 3D baseados em marcadores, os sistemas tridimensionais *markerless* (sem marcadores) têm emergido como uma alternativa promissora. No entanto, apesar dos avanços tecnológicos, estes sistemas ainda apresentam restrições importantes. No caso do sistema utilizado neste estudo, continua a ser necessário um conjunto de várias câmaras e um elevado nível de conhecimento técnico para a sua operacionalização e análise. Assim, a principal vantagem em relação aos métodos tradicionais prende-se com a eliminação da necessidade de colocação de marcadores, permitindo a recolha de dados com os atletas a utilizarem vestuário normal e garantindo a viabilidade da captura em condições de iluminação variáveis. Estudos recentes têm demonstrado resultados encorajadores no que respeita à validade e fiabilidade teste-reteste dos sistemas *markerless*. Por exemplo, analisou-se a validade dos sistemas *markerless* em comparação com sistemas baseados em marcadores durante a execução do Drop Jump em jogadores de voleibol(Templin et al., 2024). Os coeficientes de correlação de Pearson variaram significativamente entre 0,67 e 0,98 para a anca, 0,45 e 0,99 para o joelho e 0,06 e 0,99 para o tornozelo, nos planos sagital e frontal. Apesar dos erros médios quadráticos (RMSE) inferiores a 10°, a ampla variação dos coeficientes sugere que a precisão das medições do sistema *markerless* não é uniforme entre articulações e planos de movimento (Templin et al., 2024). Estes resultados indicam que, embora esta tecnologia possa apresentar uma boa concordância para determinadas variáveis, a sua validade em relação aos sistemas com marcadores permanece inconsistente, exigindo uma interpretação cautelosa, sobretudo em medições fora do plano sagital ou em articulações com menor amplitude de movimento. Além da validade, a fiabilidade teste-reteste dos sistemas *markerless* é um fator determinante para a sua aplicabilidade na monitorização de atletas ao longo do tempo. Foi analisada a fiabilidade entre dias de um sistema *markerless* durante tarefas unipodais, incluindo receções ao solo, e relataram coeficientes de correlação intraclasse (ICC) entre 0,77 e 0,83, indicando uma fiabilidade moderada a boa. No entanto, as variáveis apresentaram diferenças no erro padrão de medida (SEM), variando entre 2,39° e 3,10°, sugerindo que a estabilidade das medições pode depender da articulação e do plano de movimento analisado (Noehren et al., 2010).

Apesar dos avanços dos sistemas markerless, a variabilidade nos seus resultados e a escassez de estudos que avaliem a sua fiabilidade em tarefas dinâmicas como o Drop Jump tornam necessária uma investigação mais aprofundada. Compreender até que ponto estes sistemas conseguem fornecer medições consistentes e precisas é essencial para consolidar a sua aplicabilidade na análise biomecânica do risco de lesão. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar a fiabilidade teste-reteste e o erro de medida das variáveis cinemáticas (ângulo do joelho no plano frontal, os ângulos máximos de flexão do tornozelo, joelho e anca e flexão da anca e joelho no contacto inicial) relacionadas com o risco de lesão no LCA durante a execução de um *Drop Jump*, utilizando um sistema de captura de movimento a três dimensões sem marcadores em jogadores de futebol.

Métodos

Desenho do Estudo

Foi realizado um estudo prospetivo de fiabilidade teste-reteste, no qual foram efetuadas duas avaliações separadas por um intervalo médio de uma a duas semanas.

Amostra

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado com um nível de significância de 5% e uma potência de 80%, considerando um coeficiente de correlação intraclassa mínimo de 0,70 e um ideal de 0,90 (Kraemer & Blasey, 2017), resultando num número mínimo de 18 participantes.

Os critérios de inclusão para o presente estudo englobaram atletas do sexo masculino pertencentes a uma equipa da Liga Revelação (U23), estando devidamente federados pela Federação Portuguesa de Futebol (FPF), requisito obrigatório para a sua participação na competição. Os critérios de exclusão incluíram: (1) a presença de qualquer condição clínica ou patologia diagnosticada, como disfunções músculo-esqueléticas, neurológicas, pulmonares, cardíacas ou outras que pudessem comprometer o desempenho durante os testes; (2) lesões ou sintomas identificados no momento das avaliações, passíveis de interferir na execução dos exercícios analisados (Norcross et al., 2010); (3) histórico de cirurgia ao membro inferior ou lesão no ligamento cruzado anterior (LCA) nos seis meses anteriores ao estudo, comprovado por diagnóstico médico (Norcross et al., 2010). Adicionalmente, considerou-se a exclusão de atletas que sofressem lesões ou qualquer outro evento entre as duas sessões de avaliação, que pudesse afetar a estabilidade dos padrões de movimento entre sessões. Neste estudo foi considerada como lesão qualquer queixa física decorrente de um jogo ou treino de futebol, independentemente de requerer intervenção médica/clínica ou pausa desportiva (Barros, 2024; Fuller et al., 2006).

Os participantes leram e assinaram o consentimento informado livre e esclarecido (Anexo 1). O estudo foi aprovado pelo Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana (CEIFMH N.º:24/2023)

Protocolo

As avaliações foram realizadas nas instalações do clube, em relvado sintético. Para garantir a consistência entre as sessões, os atletas utilizaram a mesma indumentária (calções e t-shirt) em ambas as avaliações, correspondente à que habitualmente usam nos treinos. Além disso, manteve-se o procedimento de análise do movimento e procurou-se que as sessões decorressem sensivelmente à mesma hora.

Na primeira sessão, antes de iniciarem a tarefa, os participantes responderam a um questionário de caracterização com perguntas sobre a prática da modalidade e sobre saúde (como lesões atuais ou anteriores e condições físicas que pudessem afetar o padrão de movimento dos membros inferiores). Esse questionário também serviu para verificar se os participantes atendiam aos critérios de inclusão e exclusão do estudo (Anexo 2). Na segunda sessão, de forma a controlar a estabilidade das medidas, os atletas foram questionados se tinham sofrido alguma lesão ou se tinham sido submetidos a alguma intervenção clínica que, mesmo não obrigando à interrupção da prática desportiva ou não tendo requerido intervenção médica, pudesse influenciar o movimento dos membros inferiores (Anexo 3).

Os testes de movimento eram iniciados com o aquecimento, seguindo-se o teste do *Drop Jump*. O aquecimento foi prescrito pelo preparador físico da equipa, de forma a replicar o que os atletas costumam realizar antes das sessões de treino. A rotina incluía 5 minutos de bicicleta estática, seguido de 10 agachamentos e 5 saltos progressivos. Após o aquecimento e logo antes de iniciar a tarefa, o atleta recebia a devida orientação – “Com as mãos na cintura, e com um pé à frente, deixe-se cair e assim que chegar ao chão salte o mais alto possível”. Ainda antes do teste, foram permitidos 3 ensaios para que os atletas se familiarizassem à tarefa. Para o estudo foram recolhidas 3 tentativas válidas. As tentativas eram invalidadas quando:

- O participante saltava da caixa, em vez de se deixar cair;
- O esforço era submáximo;
- As mãos não se mantinham colocadas na cintura.

Para minimizar o impacto da fadiga, os atletas descansaram pelo menos 15 segundos entre cada tentativa (embora, em algumas ocasiões, o tempo de recuperação fosse maior devido a dificuldades técnicas).

Durante a realização da tarefa, procedeu-se à captura do movimento através de 8 câmaras Miquis Vídeo (Qualisys AB, Suécia), sincronizadas e conectadas em série ao redor da área onde os saltos foram executados, e do software Qualisys Track Manager (QTM, 2024.3). Estudos anteriores que analisaram a fiabilidade de variáveis cinemáticas em tarefas de receção ao solo (ângulo de flexão do joelho, ângulo de abdução e adução do joelho), como o *Drop Jump*, utilizaram frequências de amostragem geralmente entre 100 Hz e 240 Hz em sistemas de captura 3D (Milner et al., 2011; Mok et al., 2016). Embora frequências mais altas possam proporcionar uma maior resolução temporal, e assim uma melhor identificação do instante inicial de contacto, no presente estudo, optou-se por utilizar uma frequência de amostragem de 85 Hz, que corresponde ao limite máximo permitido pelas câmaras utilizadas quando operam na sua resolução máxima. Uma vez que a identificação do instante inicial do contacto não depende apenas da frequência de amostragem, mas também da qualidade da imagem e da metodologia utilizada para determinar esse evento, deu-se primazia à utilização da melhor resolução de imagem. Essa escolha permitiu maximizar a qualidade da imagem e melhorar a reconstrução tridimensional do movimento, garantindo uma captação precisa das variáveis cinemáticas. Para otimizar a precisão das imagens capturadas, foram ajustados cuidadosamente parâmetros como exposição, foco e posicionamento das câmaras, considerando as condições específicas de iluminação do local.

Processamento dos Dados

O processamento dos dados recolhidos foi realizado através de um conjunto de etapas bem definidas, que incluíram a modelação do corpo no software Theia 3D, o cálculo dos ângulos articulares no Visual 3D e a aplicação de um filtro para suavização dos dados. O software Theia 3D (versão 2023.1.0.3160p14, Theia Markerless, Inc., Kingston - Ontário, Canadá) foi utilizado para a identificação automática de pontos anatómicos e reconstrução tridimensional do movimento dos atletas a partir dos vídeos já recolhidos. Para este estudo, o modelo anatómico foi calculado com base no primeiro vídeo da sessão de cada

participante, servindo de referência para a modelação dos segmentos corporais nas restantes repetições. Foi utilizado um modelo biomecânico composto por 17 segmentos rígidos, cada um com três graus de liberdade, permitindo a avaliação do movimento nos planos sagital, frontal e transversal. Os referenciais de cada segmento foram estabelecidos de acordo com o modelo anatómico subjacente ao algoritmo do Theia Markerless Inc., Theia 3D Documentation, Model Ref. (2023), garantindo uma representação coerente da postura e do movimento dos atletas. Os dados extraídos do Theia 3D foram posteriormente processados no software Visual 3D (v2024.03.3, C-Motion, Inc.), onde foram calculados os ângulos articulares tridimensionais das articulações do tornozelo, joelho e anca. O cálculo dos ângulos seguiu a sequência de Cardan XYZ (médio-lateral, ântero-posterior e longitudinal), utilizando como referência o segmento proximal. Foram analisadas as seguintes variáveis: pico máximo de flexão da anca, joelho e tornozelo durante a fase de contacto e os ângulos de flexão e de abdução (valgo) do joelho no momento do contacto inicial. A determinação da frequência de corte utilizada neste filtro foi baseada na análise de residuais, realizada no Excel com o plug-in Biomechanics Toolbar, e na revisão da literatura (Norte et al., 2020; Tang et al., 2022). A análise de residuais foi realizada com os sinais filtrados a 42 Hz, que é a frequência mais alta permitida pelo Theia 3D, e por isso o mais próximo dos dados originais, comparando-os com os mesmos dados filtrados a uma frequência máxima de 30 Hz. Posteriormente, foram ainda comparados visualmente com os mesmos dados filtrados a 4Hz, 6Hz, 8Hz, 10 Hz e 12Hz, no Visual 3D. Esta técnica permitiu identificar os 10 Hz como a frequência de corte mais apropriada.

Análise Estatística

A fiabilidade teste-reteste das medições foi avaliada utilizando o Coeficiente de Correlação Intraclasse ($ICC_{A,K}$), calculado com o modelo de efeitos mistos bidirecionais (Mcgraw & Wong, 1996) sendo classificados como fracos ($ICC_{A,K} < 0,4$), moderados ($0,4 \leq ICC_{A,K} < 0,7$), bons ($0,7 \leq ICC_{A,K} < 0,9$) e excelentes ($ICC_{A,K} \geq 0,9$), conforme as categorias propostas por Coppieters et al., (2002).

O erro de medida foi avaliado através do erro padrão de medida (SEM), que foi calculado utilizando a fórmula: $SEM = SD_{diff} / \sqrt{2}$ (de Vet et al., 2006), e pelos Limites de

Concordância de Bland & Altman (95% LOA). O SEM fornece uma estimativa do erro médio das medições repetidas, sendo valores menores indicativos de maior precisão e valores elevados indicam que as medições são menos precisas e podem ser suscetíveis a erros. Os limites de concordância foram calculados pela fórmula: $95\% \text{ LOA} = \bar{X}_{diff} \pm 1.96 * SD_{diff}$, onde \bar{X}_{diff} representa a média das diferenças entre as duas sessões (de todos os participantes) e SD_{diff} é o desvio padrão dessas diferenças. Para comparar os resultados entre as sessões, a concordância foi também interpretada em termos percentuais, onde 100% representa a média das duas visitas, permitindo uma análise padronizada da variação relativa entre as medições.

Por fim, foi também calculada uma medida de interpretabilidade, a ADiferença Mínima detetável (MDC) através da fórmula: $MDC = 1.96 * \sqrt{2} * SEM$ (de Vet et al., 2006). A MDC representa a menor diferença que pode ser considerada significativa e atribuída a uma verdadeira mudança nas medições, não ao erro de medida.

A presença de heteroscedasticidade, isto é, a variação do desvio padrão em função da média das medições foi avaliada por inspeção visual dos gráficos de Bland-Altman. A normalidade das diferenças entre sessões (e também dos valores obtidos em cada sessão) foi analisada utilizando o teste de Shapiro-Wilk, e a relação entre as diferenças e as médias das sessões foi verificada através da correlação de Spearman.

Os testes de normalidade, correlação e ICC foi realizado no SPSS, considerando um nível de significância de 5% ($p < 0,05$), enquanto os restantes cálculos foram realizados em Excel (95% LOA, SEM, MDC)

Resultados

Este estudo contou com a participação de 14 atletas do sexo masculino, com uma idade média de $19,9 \pm 1,3$ anos, estatura média de $1,82 \pm 0,06$ metros e massa corporal média de $75,7 \pm 7,2$ kg. A distribuição da lateralidade revelou que sete participantes indicaram o membro inferior direito como dominante, seis o membro inferior esquerdo, e um atleta não forneceu esta informação no questionário.

Os resultados do teste de Shapiro-Wilk confirmaram que todas as variáveis analisadas apresentaram uma distribuição normal, tanto para os ângulos articulares obtidos em cada sessão como para as diferenças entre as medições das duas sessões (T0 e T1), com valores de p superiores a 0,05 em todos os casos.

De um modo geral, os resultados revelaram que a diferença entre as sessões foi reduzida para a maioria das variáveis, variando entre $-1,59^\circ$ e $0,85^\circ$ (Tabela 1). Em termos percentuais, essa diferença entre sessões situou-se entre 0,02% e 6,62% na maioria das medições, exceto para a abdução do joelho que apresentou valores próximos de -50%. O pico máximo de flexão da anca e o pico máximo de flexão do joelho registaram os menores desvios padrão ($3,36^\circ$; 8,3% e $4,01^\circ$; 6,3%, respetivamente). No entanto, algumas exceções foram observadas, como o pico máximo de dorsiflexão, que apresentou um desvio padrão de $3,27^\circ$ (16,7%), e a flexão do joelho no contacto inicial no plano sagital, que evidenciou um desvio padrão de $7,12^\circ$ (22,6%). Destaca-se particularmente a abdução do joelho no contacto inicial, cujo desvio padrão foi de $1,95^\circ$ e cuja variação percentual foi consideravelmente elevada (487,5%). Estes resultados mostram que a magnitude das diferenças entre sessões não foi uniforme entre todas as variáveis, sendo que algumas apresentaram uma dispersão mais acentuada.

Tabela 1- Valores obtidos para as variáveis cinemáticas durante ambas as visitas.

Variáveis	1ª Sessão	2ª Sessão	Mea n	Diff (%)	SD _{diff} (%)	95% IC _{diff}
Plano Sagital						
Pico Máx	17,9° ±	19,1° ±	18,5		3,27 (16,7%)	
Dorsiflexão (°)	2,2°	2,1°	°	-1,23 (-6,62%)		-3,1 a 0,7
Flex Anca CI (°)	29,4° ±	29,4° ±	29,4		3,79 (12,9%)	
	3,0°	2,6°	°	0,01 (0,02%)		-2,2 a 2,2
Pico Máx Anca (°)	40,2° ±	41,1 ± 4,6	40,6		3,36 (8,3%)	
	3,6°	°	°	-0,84 (-2,1%)		-2,8 a 1,1
Flex Joelho CI (°)	31,9° ±	31,0° ±	31,5		7,12 (22,6%)	
	4,4°	5,2°	°	0,85 (2,69%)		-3,3 a 4,9
Pico Máx Joelho	62,6° ±	64,2° ±	63,4		4,01 (6,3%)	
(°)	4,1°	4,6°	°	-1,59 (-2,51%)		-3,9 a 0,7
Plano Frontal						
Abdução Joelho CI	-0,3° ±	-0,5° ± 0,8			1,95	
(°)	0,8°	°	-0,4°	0,20 (-50,7%)	(487,5%)	-0,9 a 1,3

1ª Sessão e 2ª Sessão: valores médios de cada sessão; Mean: média das sessões; as diferenças (Diff) entre as sessões bem como o desvio padrão e o intervalo de confiança de 95% das diferenças. As diferenças e os respectivos desvios padrão são também apresentados como uma percentagem dos valores médios entre trials. CI: Contacto Inicial; Mean: Média; Diff: Diferença entre sessões; SD: Desvio Padrão; IC: Intervalo de Confiança

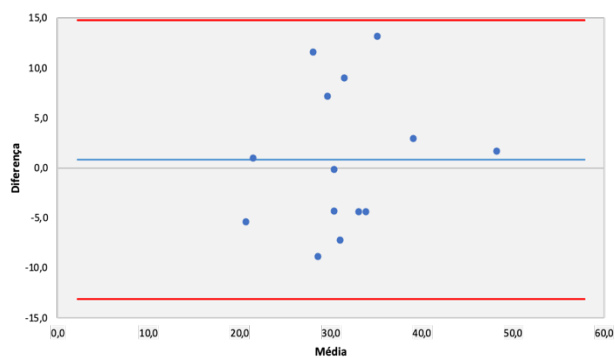
A fiabilidade das medições foi avaliada através do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICCA,k), que reflete a proporção da variabilidade total atribuível a diferenças reais entre as medições. De forma geral, os resultados indicaram que a maioria das variáveis apresentou uma fiabilidade de moderada a excelente (Tabela 2). Destaca-se o pico máximo

de flexão do joelho, que apresentou o ICC mais elevado (0,97; IC 95%: 0,90 – 0,99), indicando uma elevada consistência entre sessões. O pico máximo de flexão da anca também revelou um ICC elevado (0,87; IC 95%: 0,70 – 0,95), sugerindo boa fiabilidade. No entanto, a flexão do joelho no contacto inicial registou um ICC de 0,73, com um intervalo de confiança amplo (0,15 – 0,91), o que aponta para uma maior incerteza na reprodutibilidade desta variável. Por outro lado, o pico máximo de dorsiflexão apresentou um ICC negativo (-0,57), sugerindo fraca fiabilidade e dificuldades do sistema markerless na captação precisa desta articulação.

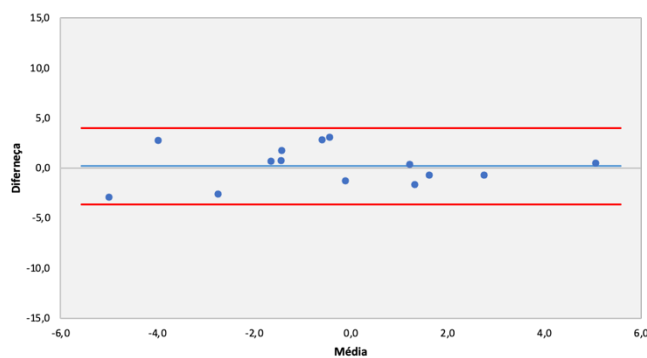
Tabela 2 - Valores de concordância e fiabilidade. O erro de medida também é apresentado como uma percentagem da pontuação média

Variáveis	95% LOA (%)	SEM (%)	MDC (%)	ICC _{A,k}	95% CI _{ICC}
Plano Sagital					
Pico Máx					
Dorsiflexão (°)	-7,65 a 5,19 (-41,27% a 23,02%)	2,3 (12,50%)	6,4 (34,64%)	-0,57	-3,88 a 0,50
Flex Anca CI (°)	-7,42 a 7,43 (-25,23% a 25,2%)	2,7 (9,11%)	7,4 (25,26%)	0,93	0,79 a 0,98
Flex Máx Anca (°)	-7,43 a 5,75 (-18,29% a 14,16%)	2,4 (5,85%)	6,6 (16,22%)	0,87	0,70 a 0,95
Flex Joelho CI (°)	-13,11 a 14,80 (-41,67% a 47,05%)	5,0 (16,01%)	13,1 (44,36%)	0,73	0,15 a 0,91
Flex Máx Joelho (°)	-9,45 a 6,28 (-14,91% a 9,89%)	2,8 (4,47%)	7,9 (12,40%)	0,97	0,90 a 0,99
Plano Frontal					
Abdução Joelho CI (°)	-3,62 a 4,01 (936,88% a - 1038,35%)	1,38 (- 356,30%)	3,82 (- 987,61%)	0,87	0,59 a 0,96

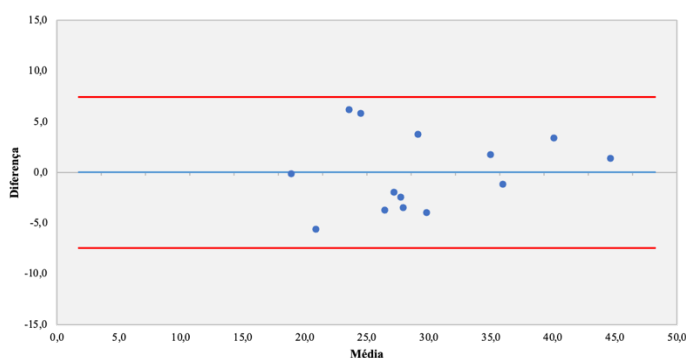
O erro de medida foi analisado através dos Limites de Concordância de Bland & Altman (95% LOA), do Erro Padrão de Medida (SEM) e da Diferença Mínima Detetável (MDC). Os Gráficos de Bland & Altman (Figuras 1 e 2) permitiram avaliar visualmente a heteroscedasticidade das variáveis analisadas. A inspeção dos gráficos não revelou padrões evidentes de aumento da dispersão das diferenças ao longo da amplitude das medições, sugerindo que as variáveis apresentam uma variabilidade relativamente uniforme em toda a escala de valores analisada. Assim, não foram observadas tendências sistemáticas que indiquem heteroscedasticidade nas medições. Além disso, não foram identificados outliers evidentes que pudessem comprometer a interpretação da fiabilidade dos dados.



a. Flexão do Joelho no Contacto Inicial (X)



b. Flexão do Joelho no Contacto Inicial (Y)

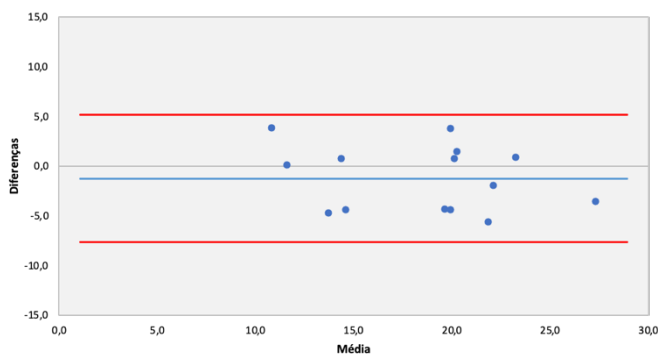


c. Flexão da Anca no Contacto Inicial

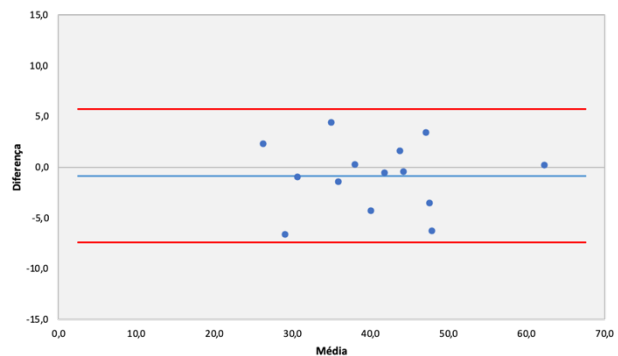
Figura 1 - Gráficos de Bland & Altman para o ângulo do joelho no contacto inicial para os planos sagital (a.) e frontal (b.) e ângulo da anca no contacto inicial no plano sagital (c.).

A linha azul representa a diferença entre sessões e as linhas vermelhas representam os limites superior e inferior de Bland & Altman.

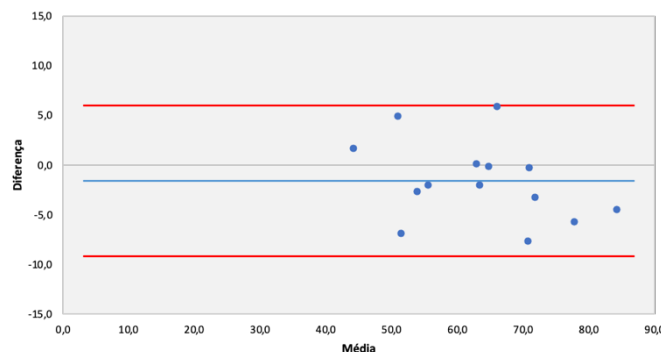
Em relação aos limites de concordância (LOA 95%), os resultados revelaram amplitudes variáveis entre os diferentes ângulos. No entanto, a análise dos valores percentuais demonstra que a interpretação baseada apenas nos valores absolutos pode ser enganadora. Embora os limites de concordância sejam aparentemente mais estreitos para a pico máximo de flexão do joelho ($-9,45^\circ$ a $6,28^\circ$) e para a pico máximo de flexão da anca ($-7,43^\circ$ a $5,75^\circ$), a variabilidade relativa entre medições foi de $-14,91\%$ a $9,89\%$ e $-18,29\%$ a $14,16\%$, respetivamente. Por outro lado, a flexão do joelho no contacto inicial no plano sagital apresentou LOA de $-13,11^\circ$ a $14,80^\circ$, mas com uma dispersão relativa muito superior ($-41,67\%$ a $47,05\%$), evidenciando uma maior variabilidade entre medições. O ângulo de abdução (valgo) do joelho no contacto inicial registou os limites mais amplos em termos percentuais ($936,88\%$ a $-1038,35\%$), indicando uma variabilidade extremamente elevada entre sessões.



d. Pico Máximo Dorsiflexão



e. Pico Máximo Flexão da Anca



f. Pico Máximo Flexão do Joelho

Figura 2 - Gráficos de Bland & Altman para a pico máximo de dorsiflexão (d), da anca (e) e do joelho (f). A linha azul representa a diferença entre sessões e as linhas vermelhas representam os limites superior e inferior de Bland & Altman. 22

O SEM fornece uma estimativa do erro aleatório das medições, enquanto a MDC representa a menor diferença que pode ser considerada real e não atribuída ao erro. O pico máximo da flexão do joelho apresentou um SEM absoluto de $2,8^\circ$ e relativo de 4,47%, com uma MDC de $7,9^\circ$, indicando um erro de medida relativamente baixo. Em contraste, a flexão do joelho no contacto inicial apresentou um SEM de $5,0^\circ$ (16,01%) e MDC de $13,1^\circ$, sugerindo maior variabilidade entre medições. A abdução (valgo) do joelho no contacto inicial destacou-se com valores extremamente elevados de SEM (-356,30%) e MDC (-987,61%), revelando inconsistências significativas e potencialmente limitando a sua aplicabilidade prática. Os valores de LOA foram mais estreitos para o pico máximo de flexão da anca ($-7,43^\circ$ a $5,75^\circ$) e do joelho ($-9,45^\circ$ a $6,28^\circ$), indicando maior concordância entre sessões. No entanto, o ângulo de flexão do joelho no contacto inicial no plano sagital apresentou limites mais amplos ($-13,11^\circ$ a $14,80^\circ$), refletindo maior dispersão.

Discussão

O objetivo deste estudo foi avaliar a fiabilidade teste-reteste e o erro de medida das variáveis cinemáticas do *Drop Jump* utilizando um sistema de captura de movimento tridimensional sem marcadores (*markerless*) em jogadores de futebol. Os resultados demonstraram uma fiabilidade das medições de moderada a excelente, dependendo da variável e do plano de movimento analisado. O pico máximo de flexão do joelho apresentou o ICC mais elevado (0,97), com um intervalo de confiança estreito (0,90 a 0,99) e um desvio-padrão das diferenças reduzido (4,01°; 6,3%), sugerindo que a variabilidade intra-sujeito foi mínima. Estes resultados estão em consonância com os estudos anteriores, que reportaram maior fiabilidade das medições do joelho no plano sagital em comparação com os planos frontal e transversal (Ford et al., 2007; Myer et al., 2011). No entanto, esta tendência não se verificou para todas as variáveis analisadas, nomeadamente para a dorsiflexão, que apresentou menor fiabilidade no plano sagital (Ford et al., 2007; Myer et al., 2011). Essa consistência pode ser explicada pela amplitude mais elevada do movimento no plano sagital, que reduz o impacto de pequenas variações nas medições, e pelo facto de a flexão do joelho ocorrer predominantemente num único eixo, sendo menos suscetível a erros de captação por sistemas de captura de movimento. Estudos prévios sobre a fiabilidade de sistemas *marker-based* e *markerless* demonstraram índices de correlação elevados para variáveis no plano sagital (De Bleecker et al., 2024), corroborando com os resultados deste estudo. O pico máximo de flexão da anca apresentou um ICC de 0,87, confirmando boa fiabilidade, o que está alinhado com estudos anteriores (De Bleecker et al., 2024). A elevada fiabilidade desta variável pode ser explicada pelo papel central da anca no controlo da postura durante o movimento, garantindo padrões de movimento mais estáveis e consistentes entre repetições. Além disso, por ser uma articulação proximal, a anca é menos suscetível a oscilações causadas por pequenas variações na execução da tarefa, o que favorece medições mais fiáveis. No entanto, os valores de fiabilidade foram inferiores aos do joelho, o que pode estar relacionado com a dificuldade do sistema em determinar com precisão a posição da pélvis, uma vez que pequenas variações na posição do tronco podem afetar a reconstrução da sua orientação. Por outro lado, a flexão do joelho no contacto inicial apresentou um ICC de 0,73, mas com intervalos de confiança amplos (0,15 a 0,91), sugerindo maior incerteza e variabilidade na medição. Esta dificuldade na captação do contacto inicial não é exclusiva dos sistemas *markerless*, tendo sido reportada também para sistemas *marker-based* (De

Bleecker et al., 2024). A explicação para essa menor fiabilidade pode estar associada ao curto intervalo de tempo disponível para captar este evento, tornando-o mais sensível à frequência de amostragem e à precisão na detecção do instante exato da receção ao solo. Já a abdução do joelho no contacto inicial apresentou um ICC de 0,87, mas com um desvio-padrão das diferenças elevado, refletindo uma grande dispersão das medições. A menor fiabilidade desta variável já foi reportada em estudos anteriores, tanto para sistemas marker-based como markerless (Osis et al., 2016). Esta menor fiabilidade pode ser explicada pela pequena amplitude do movimento no plano frontal e pela dificuldade em captar alterações subtis no valgo do joelho durante a receção ao solo. Assim, apesar de o ICC indicar uma fiabilidade aparentemente elevada, a grande variabilidade intra-sujeito sugerem que esta variável deve ser interpretada com cautela. Outro ponto relevante foi o ICC_{A,K} negativo para o pico máximo de dorsiflexão (-0,57). Embora raro, o ICC pode assumir valores negativos, conforme descrito por (Lahey et al., 1983), quando a diferença entre as duas medidas é próxima de zero e a variabilidade residual ou entre sujeitos é superior a zero. Uma possível explicação para essa menor fiabilidade pode estar relacionada com a amplitude do movimento do tornozelo, que tende a ser menor e pode tornar a captação mais suscetível a pequenos erros de medição. No entanto, estudos adicionais seriam necessários para confirmar essa hipótese. Além disso, a literatura indica que a estabilização do pé no instante da receção ao solo é um fator determinante para a precisão das medições do tornozelo, sendo que variações na estratégia de receção podem afetar significativamente os valores registados (Cabarkapa et al., 2020). A análise do erro de medição revelou diferenças significativas entre variáveis, com algumas apresentando maior estabilidade do que outras. O pico máximo de flexão do joelho apresentou um SEM de 2,8° e um MDC de 7,9°, o que indica que mesmo pequenas diferenças entre medições podem ser consideradas reais. De forma semelhante, o pico máximo de flexão da anca apresentou um SEM de 2,4° e um MDC de 6,6°, refletindo um erro de medição relativamente baixo. No entanto, a flexão do joelho no contacto inicial apresentou um SEM de 5,0° e um MDC de 13,1°, sugerindo maior variabilidade entre medições. Como o ângulo de flexão do joelho no contacto inicial já é relativamente pequeno, pequenas variações percentuais tornam-se mais significativas, amplificando o impacto do erro de medição. Dessa forma, qualquer erro na captação do instante do contacto inicial pode comprometer a fiabilidade desta variável. A mesma tendência foi observada na flexão da anca no contacto inicial, que registou um SEM de 2,7° e um MDC de 7,4°, revelando um

erro de medição superior ao do pico máximo de flexão da anca. O pico máximo de flexão do tornozelo registou um SEM de 2,3° e um MDC de 6,4°, valores relativamente elevados que refletem dificuldades na captação precisa desta variável. Pequenas oscilações na estratégia de aterragem podem gerar variações significativas, impactando a fiabilidade da medição. A variabilidade mais elevada foi encontrada no ângulo de abdução do joelho no contacto inicial, que apresentou valores elevados de SEM (-356,30%) e MDC (-987,61%). Essa inconsistência reflete dificuldades na captação precisa desta variável, possivelmente devido à sua pequena amplitude e ao impacto de erros associados à rotação dos segmentos corporais. Importa destacar que estes valores elevados de LOA e erro de medida não resultam de uma distorção dos dados, mas sim do facto de que os valores médios desta variável são muito próximos de zero. Como consequência, pequenas variações absolutas resultam em grandes variações percentuais, inflacionando os resultados, um fenómeno já relatado em sistemas marker-based (Osis et al., 2016).

O presente estudo apresenta algumas forças, que devem ser salientadas. A crescente utilização de sistemas *markerless* na análise do movimento em contextos desportivos reforça a importância deste estudo, que contribui para a validação desta tecnologia e para a avaliação do risco de lesão no futebol. Para garantir que os participantes estavam nas mesmas condições entre sessões, foi definido um intervalo máximo de duas semanas entre as avaliações, sendo também questionados sobre eventuais lesões ou alterações físicas ocorridas nesse período. Estes cuidados metodológicos minimizaram a influência de fatores externos nas medições. O estudo focou-se ainda numa população específica, jogadores de futebol de uma equipa da Liga Revelação (U23), o que reforça a aplicabilidade prática dos resultados a contextos desportivos semelhantes. Além disso, este estudo contribui para a literatura ao fornecer dados sobre a fiabilidade teste-reteste deste tipo de sistema no contexto do *Drop Jump*, um teste amplamente utilizado na avaliação do risco de lesão do LCA (Cabarkapa et al., 2020; Templin et al., 2024).

Apesar das vantagens, este estudo apresenta algumas limitações. A principal limitação prende-se com a dimensão da amostra, composta por apenas 14 atletas, o que compromete a potência dos resultados para atingir a significância estatística. Estudos indicam que amostras reduzidas podem afetar a precisão do ICC e aumentar a variabilidade dos intervalos de confiança, tornando mais difícil tirar conclusões robustas (de Vet et al., 2006; Kraemer & Blasey, 2017). Para além disso, a frequência de amostragem utilizada

pode ter condicionado a captação precisa do instante do contacto inicial. Estudos prévios demonstram que taxas de amostragem mais elevadas melhoram a precisão na deteção do contacto inicial e na quantificação de ângulos articulares em tarefas como o *Drop Jump* (Milner et al., 2011; Mok et al., 2016). Assim, uma taxa de amostragem superior poderia ter reduzido a variabilidade de algumas variáveis, nomeadamente a flexão e abdução do joelho no contacto inicial. Outra consideração prende-se com o número de repetições utilizadas por participante. Embora um maior número de repetições pudesse aumentar a fiabilidade dos resultados, é necessário ponderar o impacto que isso teria na fadiga dos atletas. O aumento da fadiga pode alterar os padrões de movimento e comprometer a validade das medições (Padua et al., 2009). Assim, futuras investigações poderão explorar estratégias que equilibrem a necessidade de medições fiáveis com a preservação da condição física dos atletas durante o protocolo experimental.

Conclusão

O presente estudo teve como objetivo avaliar a fiabilidade teste-reteste e o erro de medida das variáveis cinemáticas do *Drop Jump*, utilizando um sistema de captura de movimento tridimensional sem marcadores em jogadores de futebol. Os resultados demonstraram que a fiabilidade das medições variou entre moderada e excelente, dependendo da variável e do plano de movimento analisado. O pico máximo de flexão do joelho apresentou a melhor fiabilidade, enquanto variáveis como a flexão do joelho e o ângulo de abdução do joelho no contacto inicial apresentaram menor fiabilidade. Além disso, algumas variáveis exibiram um erro de medição elevado, o que pode comprometer a sua aplicabilidade prática. A heterogeneidade dos resultados entre os planos de movimento reforça a necessidade de uma interpretação cautelosa dos dados, especialmente no plano frontal, onde a fiabilidade das medições foi inferior. Futuras investigações deverão incluir amostras maiores para obter resultados mais conclusivos. Em suma, esta tecnologia representa uma alternativa promissora para a monitorização da biomecânica dos atletas, mas são necessários mais estudos de fiabilidade para garantir medições fiáveis na prevenção de lesões e no desempenho desportivo.

Bibliografia

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Peter Magnusson, S., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A New Concept For Isokinetic Hamstring: Quadriceps Muscle Strength Ratio. In *THE AMERICAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE* (Vol. 26, Issue 2).
- Acevedo, R. J., Rivera-Vega, A., Miranda, G., & Micheo, W. (2014). *Anterior Cruciate Ligament Injury: Identification of Risk Factors and Prevention Strategies*. www.acsm-csmr.org
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: A review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(8), 859–879. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0823-z>
- Arundale, A. J. H., Silvers-Granelli, H. J., & Snyder-Mackler, L. (2018). Career Length and Injury Incidence After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Major League Soccer Players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(1). <https://doi.org/10.1177/2325967117750825>
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: A key component of preventing injuries in sport. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 39, Issue 6, pp. 324–329). <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018341>
- Baroni, B. M., Ruas, C. V., Ribeiro-Alvares, J. B., & Pinto, R. S. (2020). Hamstring to quadriceps torque ratios of professional male soccer players: a systematic review. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 34, Issue 1, pp. 281–293). NSCA National Strength and Conditioning Association. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002609>
- Barros, J. F. K. G. de. (2024). *2024 - Dissertacao_versao_definitiva João Krus Goulão de Barros*. Universidade de Lisboa, Faculdade de Motricidade Humana.
- Beaulieu, M. L., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2023). Loading mechanisms of the anterior cruciate ligament. In *Sports Biomechanics* (Vol. 22, Issue 1, pp. 1–29). Routledge. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1916578>
- Boden, B. P., & Sheehan, F. T. (2022). Mechanism of non-contact ACL injury: OREF Clinical Research Award 2021. In *Journal of Orthopaedic Research* (Vol. 40, Issue 3, pp. 531–540). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/jor.25257>

- Cabarkapa, D., Fry, A. C., & Mosier, E. M. (2020). Validity of 3-D Markerless Motion Capture System for Assessing Basketball Dunk Kinetics-A Case Study thesportjournal.org/article/validity-of-3-d-markerless-motion-capture-system-for-assessing-basketball-dunk-kinetics. *The Sport Journal*.
- Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Review article DEVELOPMENTS IN THE USE OF THE HAMSTRING/ QUADRICEPS RATIO FOR THE ASSESSMENT OF MUSCLE BALANCE. In © *Journal of Sports Science and Medicine* (Vol. 1). <http://www.jssm.org>
- Coppieters, M., Stappaerts, K., & Janssens, K. (2002). Reliability of detecting “onset of pain” and “submaximal pain” during neural provocation testing of the upper quadrant. In *Physiotherapy Research International* (Vol. 7, Issue 3).
- Cronström, A., Creaby, M. W., & Ageberg, E. (2020). Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies. In *BMC Musculoskeletal Disorders* (Vol. 21, Issue 1). BioMed Central. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03552-3>
- De Bleecker, C., Vermeulen, S., Willems, T., Segers, V., Spanhove, V., Pataky, T., Roosen, P., Vanrenterghem, J., & De Ridder, R. (2024). How reliable are lower limb biomechanical evaluations during volleyball-specific jump-landing tasks? *Gait and Posture*, *113*, 287–294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.07.001>
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, *59*(10), 1033–1039. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2005.10.015>
- Della Villa, F., Buckthorpe, M., Grassi, A., Nabiuzzi, A., Tosarelli, F., Zaffagnini, S., & Della Villa, S. (2020). Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer): injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases. *British Journal of Sports Medicine*, *54*(23), 1423–1432. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101247>
- Ekstrand, J., Askling, C., Magnusson, H., & Mithoefer, K. (2013). Return to play after thigh muscle injury in elite football players: Implementation and validation of the Munich muscle injury classification. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(12), 769–774. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-092092>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011a). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *American Journal of Sports Medicine*, *39*(6), 1226–1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>

- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011b). Injury incidence and injury patterns in professional football: The UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(7), 553–558. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060582>
- Ekstrand, J., Spreco, A., Bengtsson, H., & Bahr, R. (2021). Injury rates decreased in men's professional football: An 18-year prospective cohort study of almost 12 000 injuries sustained during 1.8 million hours of play. *British Journal of Sports Medicine*, *55*(19), 1084–1091. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103159>
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016a). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(12), 731–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095359>
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016b). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(12), 731–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095359>
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(10), 1745–1750. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9>
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *39*(11), 2021–2028. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318149332d>
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Hägglund, M., McCrory, P., & Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 40, Issue 3, pp. 193–201). <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.025270>
- Hägglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H., & Ekstrand, J. (2013). *Injuries affect team performance negatively in professional football : an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study.* 738–742. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- Hassebrock, J. D., Gulbrandsen, M. T., Asprey, W. L., Makovicka, J. L., & Chhabra, A. (2020). *Knee Ligament Anatomy and Biomechanics.* www.sportsmedarthro.com

- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van Den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A Risk-Factor Model for Anterior Cruciate Ligament Injury. In *Sports Med* (Vol. 36, Issue 5).
- Hughes, T., Riley, R., Sergeant, J. C., & Callaghan, M. J. (2019). A study protocol for the development and internal validation of a multivariable prognostic model to determine lower extremity muscle injury risk in elite football (soccer) players, with further exploration of prognostic factors. *Diagnostic and Prognostic Research*, 3(1). <https://doi.org/10.1186/s41512-019-0063-8>
- Jagadeesh, N., Kapadi, S., Deva, V., & Kariya, A. (2021). Risk Factors of ACL Injury. In *Arthroscopy* (pp. 1–17). <https://doi.org/10.5772/intechopen.99952>
- Kellis, E., Sahinis, C., & Baltzopoulos, V. (2023). Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. In *Journal of Sport and Health Science* (Vol. 12, Issue 3, pp. 343–358). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2022.01.002>
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>
- Koutures, C. G., Gregory, A. J. M., McCambridge, T. M., Benjamin, H. J., Brenner, J. S., Cappetta, C. T., Demorest, R. A., Halstead, M. E., LaBella, C. R., Martin, S. S., & Rice, S. G. (2010). Clinical report - Injuries in youth soccer. *Pediatrics*, 125(2), 410–414. <https://doi.org/10.1542/peds.2009-3009>
- Kraemer, H. C., & Blasey, C. (2017). How Many Subjects?: Statistical Power Analysis in Research. In *How Many Subjects?: Statistical Power Analysis in Research*. SAGE Publications, Ltd. <https://doi.org/10.4135/9781483398761>
- Lahey, M. A., Downey, R. G., & Saal, F. E. (1983). Intraclass Correlations: There's More There Than Meets the Eye. In *Psychological Bulletin* (Vol. 93, Issue 3).

- López-Valenciano, A., Ruiz-Pérez, I., Garcia-Gómez, A., Vera-García, F. J., De Ste Croix, M., Myer, G. D., & Ayala, F. (2020). Epidemiology of injuries in professional football: A systematic review and meta-analysis. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 54, Issue 12, pp. 711–718). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099577>
- Manfredini Baroni, B., Victora Ruas, C., Breno Ribeiro-alvares, O., & Silveira Pinto, R. (2020). HAMSTRING-TO-QUADRICEPS TORQUE RATIOS OF PROFESSIONAL MALE SOCCER PLAYERS: A SYSTEMATIC REVIEW. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002609>
- Mcgraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. In *Psychological Methods: Vol. 1* (Issue 1).
- Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007). A Dynamic Model of Etiology in Sport Injury: The Recursive Nature of Risk and Causation. *Clinical Journal of Sport Medicine*.
- Milner, C. E., Westlake, C. G., & Tate, J. J. (2011). Test-retest reliability of knee biomechanics during stop jump landings. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1814–1816. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.005>
- Mizner, R. L., Chmielewski, T. L., Toepke, J. J., & Tofte, K. B. (2012). Comparison of 2-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22(3), 221–227. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31823a46ce>
- Mok, K. M., Petushek, E., & Krosshaug, T. (2016). Reliability of knee biomechanics during a vertical drop jump in elite female athletes. *Gait and Posture*, 46, 173–178. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.003>
- Mokkink, L. B., de Vet, H. C. W., Prinsen, C. A. C., Patrick, D. L., Alonso, J., Bouter, L. M., & Terwee, C. B. (2018). COSMIN Risk of Bias checklist for systematic reviews of Patient-Reported Outcome Measures. *Quality of Life Research*, 27(5), 1171–1179. <https://doi.org/10.1007/s11136-017-1765-4>
- Mokkink, L. B., Terwee, C. B., Patrick, D. L., Alonso, J., Stratford, P. W., Knol, D. L., Bouter, L. M., & De Vet, H. C. W. (2010). The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments: An international Delphi study. *Quality of Life Research*, 19(4), 539–549. <https://doi.org/10.1007/s11136-010-9606-8>

- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2011). New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 238–244. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.072843>
- Noehren, B., Manal, K., & Davis, I. (2010). Improving between-day kinematic reliability using a marker placement device. *Journal of Orthopaedic Research*, 28(11), 1405–1410. <https://doi.org/10.1002/jor.21172>
- Norte, G. E., Frenndt, T. R., Murray, A. M., Armstrong, C. W., McLoughlin, T. J., & Donovan, L. T. (2020). Influence of anticipation and motor-motor task performance on cutting biomechanics in healthy men. *Journal of Athletic Training*, 55(8), 834–842. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-569-18>
- Osis, S. T., Hettinga, B. A., Macdonald, S., & Ferber, R. (2016). Effects of simulated marker placement deviations on running kinematics and evaluation of a morphometric-based placement feedback method. *PLoS ONE*, 11(1). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147111>
- Padua, D. A., Boling, M. C., Distefano, L. J., Onate, J. A., Beutler, A. I., & Marshall, S. W. (2011). Reliability of the Landing Error Scoring System-Real Time, a Clinical Assessment Tool of Jump-Landing Biomechanics. In *Journal of Sport Rehabilitation* (Vol. 20).
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., De La Motte, S. J., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2015). The landing error scoring system as a screening tool for an anterior cruciate ligament injury-prevention program in elite-youth soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 589–595. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.10>
- Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., & Beutler, A. I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The jump-ACL Study. *American Journal of Sports Medicine*, 37(10), 1996–2002. <https://doi.org/10.1177/0363546509343200>
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010a). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>

- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010b). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>
- Pfeifer, C. E., Beattie, P. F., Sacko, R. S., & Hand, A. (2018). Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: A systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 575–587. <https://doi.org/10.26603/ijsp20180575>
- Pfirrmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P., & Tug, S. (2016). Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, 51(5), 410–424. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.6.03>
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular Risk Factors for Knee and Ankle Ligament Injuries in Male Youth Soccer Players. In *Sports Medicine* (Vol. 46, Issue 8, pp. 1059–1066). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0479-z>
- Song, Y., Li, L., Hughes, G., & Dai, B. (2023). Trunk motion and anterior cruciate ligament injuries: a narrative review of injury videos and controlled jump-landing and cutting tasks. In *Sports Biomechanics* (Vol. 22, Issue 1, pp. 46–64). Routledge. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1877337>
- Tang, H., Pan, J., Munkasy, B., Duffy, K., & Li, L. (2022). Comparison of Lower Extremity Joint Moment and Power Estimated by Markerless and Marker-Based Systems during Treadmill Running. *Bioengineering*, 9(10). <https://doi.org/10.3390/bioengineering9100574>
- Templin, T., Riehm, C. D., Eliason, T., Hulburt, T. C., Kwak, S. T., Medjaouri, O., Chambers, D., Anand, M., Saylor, K., Myer, G. D., & Nicolella, D. P. (2024). Evaluation of drop vertical jump kinematics and kinetics using 3D markerless motion capture in a large cohort. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1426677>
- Waldén, M., Häggglund, M., & Ekstrand, J. (2005). UEFA Champions League study: A prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season.

British Journal of Sports Medicine, 39(8), 542–546.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2004.014571>

Waldén, M., Hägglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J. (2011). Anterior cruciate ligament injury in elite football: A prospective three-cohort study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(1), 11–19. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1170-9>

Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., & Hodson, A. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football - Analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002352>

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: A prospective biomechanical-epidemiologic study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123–1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

Anexos

Anexo 1

CONSENTIMENTO INFORMADO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do projeto: Construct validity and intersession reliability of a markerless motion capture system to assess biomechanical risk factors for hamstring and anterior cruciate ligament injury in football players

Pessoa(s) responsável(eis) pelo projeto: Sílvia Cabral

Equipa de investigação: André Oliveira, António P. Veloso, Ciro Tavares, Filomena Carnide, Gonçalo Pinho, João Barros, Rita Fernandes, Sílvia Cabral, Tomás Peixoto, Vera Moniz-Pereira.

Instituição de acolhimento: Faculdade de Motricidade Humana – Universidade de Lisboa

Este documento, designado Consentimento, Informado, livre e Esclarecido, contém informação importante em relação ao estudo para o qual foi convidado a participar, bem como o que pode esperar se decidir participar no mesmo. Leia atentamente toda a informação aqui contida. Deve sentir-se inteiramente livre para colocar qualquer questão, assim como para discutir com terceiros (amigos, familiares) a decisão da sua participação neste estudo.

Informação geral

Para determinar a adaptação dos atletas a programas de treino, ou predizer o risco que correm de contrair determinadas lesões, são necessários meios de avaliação. A análise do movimento a 3D é atualmente um dos mais importantes meios de avaliação para atletas. No entanto, o método mais utilizado atualmente requer a utilização de marcadores que são colocados nos atletas, limitando as avaliações ao espaço do laboratório e aumentando o tempo da sessão de recolha.

Para colmatar essas lacunas na avaliação com recurso a marcadores, foi criado o sistema “markerless”, que permite fazer a mesma avaliação a 3D mas sem recurso à utilização de marcadores.

O objetivo do presente estudo é contribuir para a validação do sistema “markerless” na avaliação de ações desportivas como a mudança de direção e o salto em profundidade, efetuadas para avaliar o risco de lesão do ligamento cruzado (LCA) anterior, em jogadores de futebol.

Quais os procedimentos do estudo em que vou participar?

Para a realização deste estudo está a ser convidado a:

- Responder a 1 questionário que inclui questões sobre a prática da modalidade e questões de saúde (lesões atuais ou antigas e condições físicas que possam influenciar o padrão de movimento dos membros inferiores).

- Realizar algumas repetições da ação de mudança de direção planeada e/ou não planeada. Estas ações incluem uma corrida preparatória, e uma mudança de direção de 45° que deve ser realizada para o lado que for indicada previamente (planeada) ou no momento, através da informação visual (não planeada).

- Realizar algumas repetições de salto em profundidade. Esta ação envolve deixar-se “cair” de uma caixa de 31 cm de altura e imediatamente após o contacto com o solo, saltar verticalmente o mais alto possível.

Para a validação são necessários 2 momentos distintos de recolha, pelo que será convidado uma semana após a 1ª recolha a realizar novamente a mesma ação, seguindo exatamente o mesmo processo. Na primeira sessão iremos pedir-lhe que realize estas ações com vários marcadores refletos colados na pele em vários pontos anatómicos do tronco, bacia, e membros inferiores. Para que estes marcadores sejam vistos pelas câmaras, iremos pedir que retire a camisola na primeira sessão.

Qual a duração esperada da minha participação?

A duração da primeira sessão será de aproximadamente 45 minutos, e a segunda de 30 minutos.

A minha participação é voluntária?

A sua participação é voluntária e pode recusar-se em participar. Caso decida participar neste estudo é importante ter conhecimento que pode desistir a qualquer momento, sem qualquer tipo de consequência para si. No caso de decidir abandonar o estudo, não se tem de justificar, apenas pedimos que nos comunique para screentechfmh@gmail.com. A sua relação com a Faculdade de Motricidade Humana (FMH) ou clube não será afetada. Se for o caso, o seu estatuto enquanto colaborador ou estudante da FMH será mantido e não sofrerá nenhuma consequência da sua não-participação ou desistência. Se desejar fazer uma reclamação relacionada com a sua participação neste estudo, deverá contactar o Conselho de Ética para a Investigação da Faculdade de Motricidade Humana (etica@fmh.ulisboa.pt).

Quais os possíveis benefícios da minha participação?

A participação neste estudo contribuirá para a melhoria na avaliação do risco de lesão no LCA e nos isquiotibiais em jogadores de futebol, melhorando os sistemas que são utilizados para avaliar o risco de lesão, e ainda, ajudando a perceber quais são os fatores que indicam se o jogador está ou não em risco. Sabendo quais são os atletas que estão em risco, é possível determinar quais são os que necessitam de treino específico para prevenção destas lesões.

Quais os possíveis riscos da minha participação?

Existe sempre algum risco de lesão associado a ações desportivas, contudo as ações desportivas que serão testadas, são realizadas inúmeras vezes durante a prática da modalidade, com maior imprevisibilidade do que será realizada no teste. Por esta razão, não é espectável que exista qualquer risco superior ao que já está sujeito durante uma sessão de treino.

Há cobertura por uma companhia de seguros?

No caso de algum evento negativo, os jogadores estão cobertos pelo seu seguro de acidentes de trabalho.

Como é assegurada a confidencialidade dos dados?

A informação obtida nestes estudos é confidencial e não será revelada a pessoa alguma, exceto à equipa responsável por este estudo. A confidencialidade dos dados será sempre garantida substituindo o seu nome por um código, conhecido exclusivamente pelos investigadores. Este código consta no canto superior direito da primeira página deste documento. Os resultados dos estudos serão tratados e apresentados de forma inteiramente anónima. As imagens de vídeo destinam-se a um tratamento exclusivamente reservado aos investigadores, sem que seja objeto de divulgação pública. Apenas os dados cinemáticos que resultam deste tratamento é que serão divulgados sob a forma de uma base de dados normativa. No entanto, para além de ser retirado o seu nome, nesta base de dados (normativa) não constará qualquer informação que permita a sua identificação direta ou indireta (por exemplo, contacto telefónico ou endereço de email, nome do clube, ou imagens). Após a recolha, os dados em papel serão armazenados em armário fechado, devidamente codificados, no Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional e os dados eletrónicos num servidor dedicado e com acesso restrito, do mesmo Laboratório.

O que acontecerá aos dados quando a investigação terminar?

Com a sua autorização, os dados brutos da base de dados eletrónica passarão a fazer parte da base de dados do Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional e poderão ser posteriormente usados exclusivamente para fins de investigação, sendo sempre garantido o seu anonimato. Caso contrário, os dados serão apagados do servidor 5 anos após a última publicação deste projeto.

Como irão os resultados do projeto ser divulgados e com que finalidades?

Os resultados deste projeto irão ser utilizados apenas para fins de investigação, estando planeado a publicação de duas teses de mestrado, uma tese de doutoramento e três artigos científicos. Em nenhuma circunstância será possível a sua identificação durante a apresentação dos dados. Se estiver interessado em receber alguma destas publicações por favor contacte-nos para screentechfmh@gmail.com.

Em caso de dúvidas ou de urgência quem devo contactar?

Para qualquer questão relacionada com a sua participação neste estudo, por favor, contactar a equipa de investigação. Nessa situação, faremos o nosso melhor para responder às suas questões. Poderá contactar-nos através do seguinte screentech@gmail.com.

Muito obrigado pela sua colaboração e tempo dispensado!

Assinatura do Consentimento Informado, Livre e Esclarecido

Li (ou alguém leu para mim) o presente documento e estou consciente do que esperar quanto à minha participação neste projeto Tive a oportunidade de colocar todas as questões e as respostas esclareceram todas as minhas dúvidas. Assim, aceito voluntariamente participar neste estudo.

Declaro ainda que autorizo:

- Que os meus dados sejam utilizados, de forma anónima, para este projeto de investigação.
- Que os meus dados (base de dados eletrónica) sejam utilizados, de forma anónima, para outros projetos de investigação (nacionais e internacionais) futuramente desenvolvidos pelo Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional.
- Que os meus dados (base de dados normativa) sejam partilhados, de forma anónima, em bases de dados digitais abertas, para que investigadores de outras instituições possam ter acesso aos mesmos para confirmar/comparar resultados (apenas para efeitos de investigação).

Foi-me dada uma cópia deste documento.

Data: _____

Nome do participante

Assinatura do participante

Nome do Encarregado

Assinatura do Encarregado

de

de educação

Educação (em caso de menor)

Investigador/Equipa de Investigação

Os aspetos mais importantes deste estudo foram explicados ao participante ou ao seu representante, antes de solicitar a sua assinatura. Uma cópia deste documento ser-lhe-á fornecida.

Data: _____

Nome da pessoa que obtém o consentimento

Assinatura da pessoa que obtém o

consentimento

Anexo 2

Data: ____/____/2023

Hora de início: ____:____

CÓDIGO DO

PARTICIPANTE: ____

Idade: ____ anos Altura: ____ cm Peso: ____ Kg

Nacionalidade: _____

Naturalidade:

Perna dominante: _____

Há quanto tempo joga Futebol Federado? _____ anos.

Com que frequência semanal pratica a modalidade (futebol)? _____ vezes por semana.

Para além dos treinos de Futebol, faz treinos de ginásio?

Sim Não

Se sim, qual a frequência semanal: _____ vezes.

Já alguma vez teve alguma lesão no Ligamento Cruzado Anterior (LCA) diagnosticada?

Sim Não

Se sim, qual foi o diagnóstico e há quanto tempo:

Tem alguma condição clínica/patologia (músculo-esquelética, neurológica, pulmonar, cardíaca ou outra) diagnosticada?

Sim Não

Se sim, qual é o diagnóstico:

Já foi submetido a alguma intervenção cirúrgica ao membro inferior?

Sim Não

Se sim, qual e há quanto tempo:

Nos últimos 6 meses teve alguma lesão diagnosticada no membro inferior?

Sim Não

Se sim, qual o diagnóstico e quanto tempo de paragem:

Tem alguma condição clínica diagnosticada que possa influenciar o movimento dos membros inferiores?

Sim Não

Se sim, qual:

Atualmente, tem alguma lesão/dor que mesmo não obrigando à interrupção da prática, possa influenciar o movimento dos membros inferiores?

Sim Não

Se sim, qual:

Tem alguma outra condição clínica que não tenha sido referenciada neste questionário, mas que possa ser impeditiva de participar no estudo?

Sim Não

Se sim, qual:

Anexo 3

Data: ____/____/2023 Hora de início: ____:____ CÓDIGO DO PARTICIPANTE:____

Desde a primeira sessão sofreu alguma lesão ou foi submetido a alguma intervenção clínica que, mesmo não obrigando à interrupção da prática desportiva ou não tendo requerido intervenção médica, possa influenciar o movimento dos membros inferiores na sessão de hoje?

Sim Não

Se _____ sim, _____ qual:

Atualmente, tem alguma lesão/dor que mesmo não obrigando à interrupção da prática, possa influenciar o movimento dos membros inferiores?

Sim Não

Se _____ sim, _____ qual:
