

Curso 3: A força e a potência muscular como qualidades fundamentais na readaptação das lesões desportivas

O curso 3 centra-se na conjugação de força e na readaptação à competição desportiva, isto é: a forma de adaptação, quer metodologicamente quer a nível da planificação, do conhecimento adquirido no curso 2 ao processo de readaptação de um desportista que sofreu uma lesão e que já se encontra em fases avançadas da sua recuperação.

Para isso, vamos ter um primeiro módulo centrado no estudo da biomecânica lesiva e dos fatores de risco associados. Vamos continuar com o estudo das lesões do atleta, organizadas segundo os tecidos lesionados, as manifestações de força e como as organizar a nível de planificação e programação no atleta em readaptação. Por último, no módulo quatro vamos apresentar os novos paradigmas do trabalho da força, os quais se relacionam também com o processo de lesão.

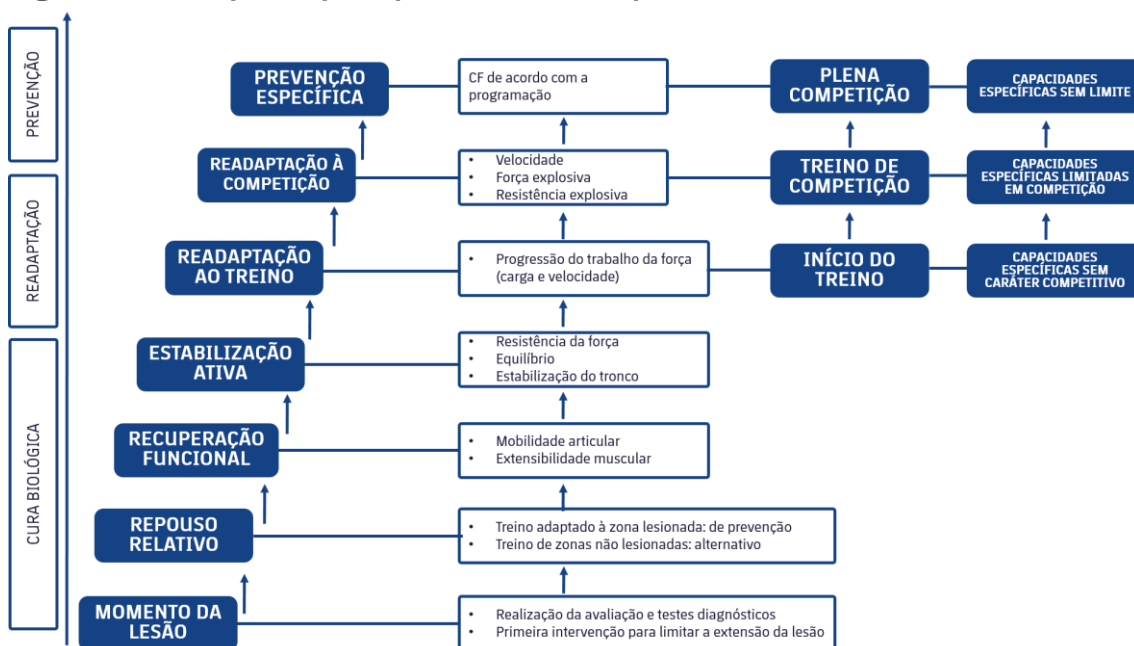
Módulo 1: Estudo da lesão no desporto: os mecanismos de lesão e os fatores de risco associados à lesão

No estudo da lesão, existem dois conteúdos principais para a entender: os mecanismos de lesão e os fatores de risco associados. O primeiro deles é de grande importância porque nos proporciona uma informação fundamental relativamente aos tecidos que possam ter sido lesionados e, desta forma, será um elemento valioso para o diagnóstico diferencial e, por sua vez, vai ajudar-nos no planeamento de tarefas nas fases de readaptação.

Relativamente ao estudo dos fatores de risco, este conteúdo é fundamental por dois motivos principais. O primeiro porque nos vai permitir controlá-los de forma periódica identificando eventuais déficits que podem aumentar o risco de lesão, possibilitando-nos assim a deteção precoce; isto requer obrigatoriamente a identificação prévia dos elementos/riscos fundamentais para cada processo de readaptação. O segundo motivo importante é o facto de nos proporcionar dados relevantes relacionados com a prevenção; isto é, assim que o atleta conclui o seu processo de readaptação e volta a competir, entrará numa fase de prevenção específica da lesão sofrida (prevenção secundária), tal como veremos na figura 1, a qual é uma evolução de uma proposta previamente publicada (Romero e Tous, 2011). A figura mostra as diferentes fases pelas quais passa um atleta após ter sofrido uma

lesão, e está centrada, basicamente, na descrição dos conteúdos condicionais mais importantes que é necessário ter em conta em cada momento da readaptação à competição. É importante considerar que a fase de cura biológica, como na imagem, é um período de tempo anterior à fase de readaptação ao treino, mas isto aplica-se apenas a determinadas lesões. Com isto pretendemos dizer que todas as lesões agudas podem passar por estes períodos, mas as lesões crónicas, por exemplo grande parte das tendinopatias, podem ser alternadas continuamente entre fases de cura biológica e fases de readaptação.

Figura 1.- Fases pelas quais passa um atleta que sofreu uma lesão.



Fonte: Elaboração própria

Neste momento parece-nos interessante fazer uma distinção entre aquilo que entendemos por prevenção primária e secundária:

A prevenção Primária ou de Grupo (também designada como coadjuvante de grupo), refere-se ao trabalho realizado pelo conjunto do grupo/equipa, estruturando e planeando com base na avaliação da lesão de cada modalidade desportiva, bem como às exigências específicas de cada posição de jogo ou modalidade desportiva (Cos, Gómez, Guitart e Pons, 2015; Goméz, Roqueta, Tarragó, Cos, 2019).

Pelo contrário, o treino **Coadjuvante Preventivo Secundário ou Individual**, estrutura-se e planeia-se em função das necessidades individuais, a partir do histórico médico-desportivo de lesões de cada atleta (Cos et al., 2015). Os planeamentos de sessão para este treino devem ser personalizados, adaptando-se às necessidades específicas de cada indivíduo e às exigências sobre as diferentes estruturas.

Acreditamos ser interessante fornecer uma figura que pretenda dar uma visão atualizada (publicada pela revista Apunts de Educación Física em setembro de 2019), relativamente aos elementos que integram o treino coadjuvante, uma vez que se integra no mesmo a aplicação do treino preventivo.



Tabela 1. Classificação do modelo de Treino Coadjuvante.

<p>A.- Treino Coadjuvante Preventivo</p> <p>A.1.- Primário ou de Grupo</p> <p>A.2.- Secundário ou Individual</p>	<p>B.- Treino Coadjuvante de Reabilitação</p>	<p>C.- Treino Coadjuvante Estrutural</p> <p>C.1.- de Adaptação Anatômica</p> <p>C.2.- de Hipertrofia Aplicada</p> <p>C.3.- Metabólico</p>	<p>D.- Treino Coadjuvante de Qualidades Específicas</p> <p>D.1.- Deslocamento</p> <p>D.2.- Salto</p> <p>D.3.- Luta</p> <p>D.4.- Ação com a bola</p>
--	---	---	---

Fonte: Gómez, Roqueta, Tarragó e Cos, 2019

1.1 Biomecânica lesiva e papel da força na recuperação das capacidades desportivas

Esta unidade será dividida em duas partes fundamentais para o conhecimento da origem da lesão: o estudo do mecanismo lesivo segundo a sua natureza (mais repetitiva ou mais aguda) e a forma como os referidos mecanismos podem afetar os diferentes tipos de tecido do sistema musculoesquelético.

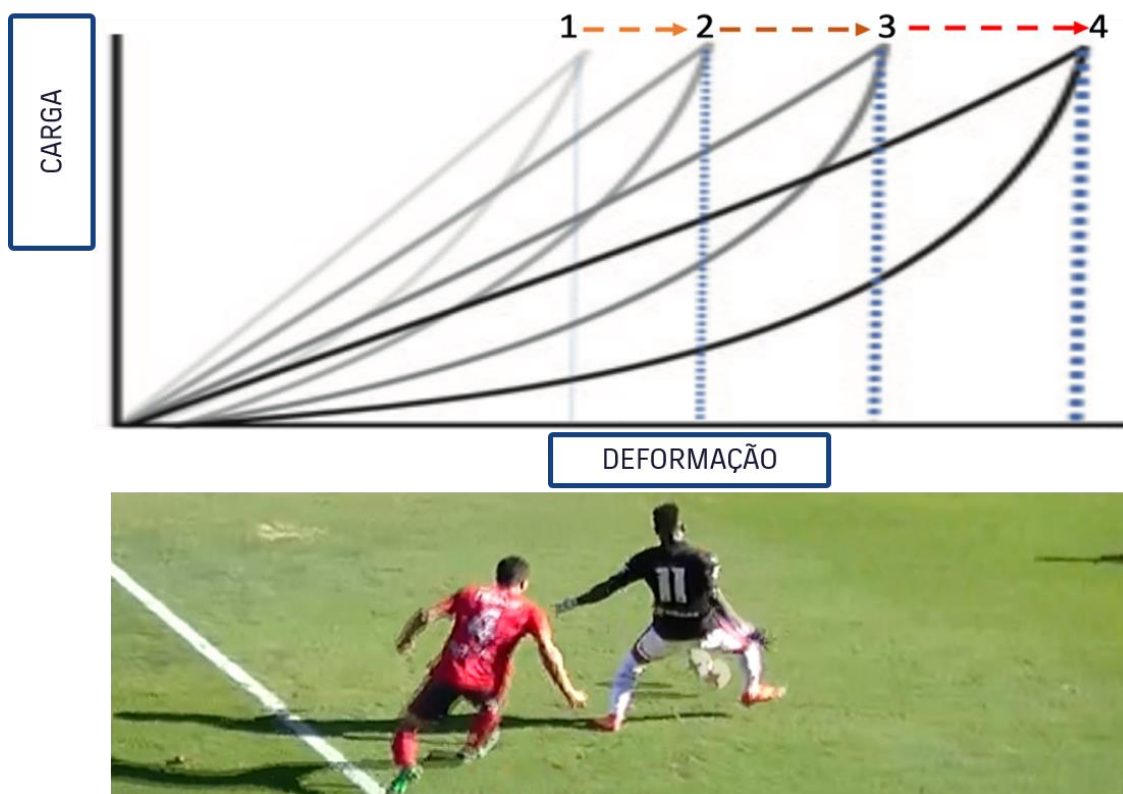
1.1.1 Mecanismos de lesão: a sobressolicitação do tecido e o seu efeito nos conceitos de histerese elástica – *stiffness* – atraso eletromecânico.

A explicação de como um tecido pode acabar por se lesionar através de mecanismos repetitivos já foi referida anteriormente, relativamente aos conceitos de histerese elástica e *stiffness* (Romero e Tous, 2011). Um dos tecidos que sofre mais lesões deste tipo é o tendão, devido à sua capacidade de absorver cargas de forma repetida. Seguidamente falaremos do tratamento específico da lesão.

A figura 2 exemplifica o que pode acontecer com a propriedade da histerese em um jogo de futebol. Imaginemos que cada curva representa a curva média de histerese

elástica que sofre o tendão patelar de um futebolista durante as diferentes fases de um jogo. Se dividirmos os 90 minutos de duração em quatro partes podíamos dizer, hipoteticamente, que cada curva é o resultado da curva de histerese nos primeiros 22,5 min (curva 1) e assim sucessivamente até chegar aos últimos 22,5 min (curva 4). Esta explicação é aceitável do ponto de vista didático, mas logicamente a magnitude média das cargas pode variar durante um jogo de futebol (diferentemente, por exemplo, da carga mais estável de um maratonista em competição) mas, insistimos, serve-nos para exemplificar a deterioração da capacidade de elasticidade que podem sofrer as estruturas do aparelho locomotor nos designados desportos de situação.

Figura 2: Relação entre deformação e carga em ações desportivas.



Fonte: Elaboração própria.

Um futebolista em um jogo realiza uma grande quantidade de ações de força onde, simultaneamente, tem de se equilibrar. A repetição destas situações cria uma grande tensão a nível muscular, tendinoso e articular e provoca uma acumulação progressiva de fadiga, que pode exemplificar-se através da curva de aumento progressivo da qualidade de histerese elástica.

Relativamente a esta capacidade, um dos fatores de risco associados à mesma e que foi objeto de estudo desde há anos é o designado atraso eletromecânico (EMD na sua sigla em inglês), o qual representa o tempo que decorre entre o início da ativação muscular (registado através de eletromiografia -EMG-) e o início da aceleração em um movimento (representado por um marcador que nos indique cinematicamente o instante em que o movimento se pode registar). Esta definição foi adaptada da

literatura consultada e refere-se ao tempo necessário para que a contração do músculo arraste o tendão e este último o osso, para que possa produzir-se o movimento articular que registamos normalmente nos estudos cinemáticos (Gleeson, Reilly, Mercer, Rakowski e Rees, 1998). No referido trabalho, os autores estudaram de que forma a fadiga produzida por uma carga que tenta simular um jogo de futebol afeta o EMD do bíceps femoral (BF). Em suma, este trabalho utiliza uma amostra de oito jogadores amadores em três condições diferentes: duas delas solicitavam uma corrida linear com parâmetros diferentes e uma terceira condição consistia em desenvolver um mesmo volume de exercício com mudanças de direção. Os resultados mostraram um aumento do EMD nos três grupos, apesar de a tarefa realizada com mudanças de direção ter chegado a indicar o valor mais elevado de aumento do EMD (cerca de 19%). Um dos principais motivos que os mesmos autores identificam como causa possível deste facto é a diminuição da velocidade de encurtamento do tecido elástico em série desta musculatura. Este facto está relacionado diretamente com o aumento da histerese elástica dos tecidos. É importante apreciar a importância que o trabalho da força terá para mitigar o efeito do treino e da competição nas propriedades elásticas dos tecidos, mas este aspeto metodológico será analisado no módulo 3 deste curso.

Estudos posteriores suportaram a ideia de como se verifica um aumento do EMD e, por conseguinte, um efeito fatigante dos tecidos a ter em conta na prevenção e readaptação pós-lesão. Desta forma, Ristanis et al. (2009) desenvolveram um estudo sobre o EMD na musculatura isquiossural em 12 adultos jovens (média de idade 26 ± 8 anos), os quais tinham sido operados para reconstrução do LCA (ligamento cruzado anterior) através de enxerto procedente dos músculos semitendinoso e grácil. Para isso, registaram eletromiograficamente os músculos BF e semitendinoso (ST) de ambas as extremidades, tanto no grupo que tinha sido sujeito a cirurgia (em média dois anos pós-intervenção) como no grupo de controlo. Os seus resultados mostraram um valor significativo maior de EMD nos dois músculos avaliados dos joelhos operados, tanto em comparação com o joelho saudável dos indivíduos operados, como com os valores dos indivíduos saudáveis. Tal como é referido por estes autores, um EMD aumentado altera a capacidade de estabilização articular perante uma perturbação inesperada (muito frequente no desporto) e isto afeta negativamente a prevenção de lesões e o rendimento desportivo.

Hannah, Minshull, Smith e Folland (2014) estudaram também o EMD relativamente à capacidade de explosividade em jovens com um nível moderado de atividade física (média de idade 25 ± 5 anos), argumentando que a menor produção de força explosiva da musculatura isquiossural relativamente à quadrípital pode comprometer a estabilidade articular do joelho, e aumentar os riscos de uma lesão nos tecidos articulares. Para isso, observaram o índice da velocidade de produção de força, tanto máxima como explosiva em ações isométricas dos flexores e extensores do joelho, mais concretamente do reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), BF (porção longa) e ST. A referida produção explosiva de força foi identificada aos 25, 50, 75, 100 e 150 ms após o início do registo eletromiográfico do primeiro músculo agonista ativado (na flexão e na extensão). Os resultados deste estudo mostraram uma taxa de força H:Q (isquiossurais: quadríceps) de 56% (indivíduos moderadamente ativos, não desportistas), mas o mais destacável foi o facto de a taxa explosiva H:Q aos 25 e 50 ms logo após o início da ativação oscilou entre 0 e 17%, um valor baixíssimo que reflete a pouca capacidade de produção

rápida de força dos isquiossurais relativamente ao quadríceps. De forma correspondente a estes resultados, o EMD foi 95% superior nos flexores em relação aos extensores do joelho no início da ativação e este facto já referimos que pode ter um efeito negativo relativamente à estabilidade do joelho e ao rendimento.

A existência do risco de lesão relativamente ao género foi estudada amplamente. De Ste Croix, ElNagar, Iga, James e Ayala (2015) estudaram as diferenças do EMD entre homens e mulheres na musculatura isquiossural em ações excêntricas isocinéticas (a 60, 120 e 240°/seg). A amostra, de 110 indivíduos com entre 18 e 35 anos, distribuídos por 55 homens e 55 mulheres, foi obtida entre a população universitária, fisicamente ativa (frequência de treino de 3 dias por semana). Registaram, na perna dominante, a atividade EMG do ST, BF, semimembranoso (SM) e gastrocnémio lateral (LG). Os resultados não mostraram diferenças significativas de género em nenhuma das velocidades nem músculos examinados e destacaram o facto de o EMD aumentar à medida que aumentava a velocidade de execução. Os autores explicam que com estes resultados a maior incidência lesiva articular em mulheres não se pode explicar por um maior EMD deste género.

Um outro trabalho que estudou as propriedades elásticas dos tecidos através da análise do EMD foi levado a cabo por Stocka, Olinghousea, Motaa, Druscha e Thompson (2015). Estes autores recrutaram 22 mulheres com média de idade de 21 ± 2 anos, não treinadas em força e foram distribuídas por um grupo de treino (GE) e um grupo de controlo (GC). Desenvolveram um treino deste tipo no GE duas vezes por semana, durante 4 semanas e puderam constatar uma melhoria (diminuição) do EMD da musculatura extensora do joelho (VM) apenas no GE, mas não dos músculos flexores (BF).

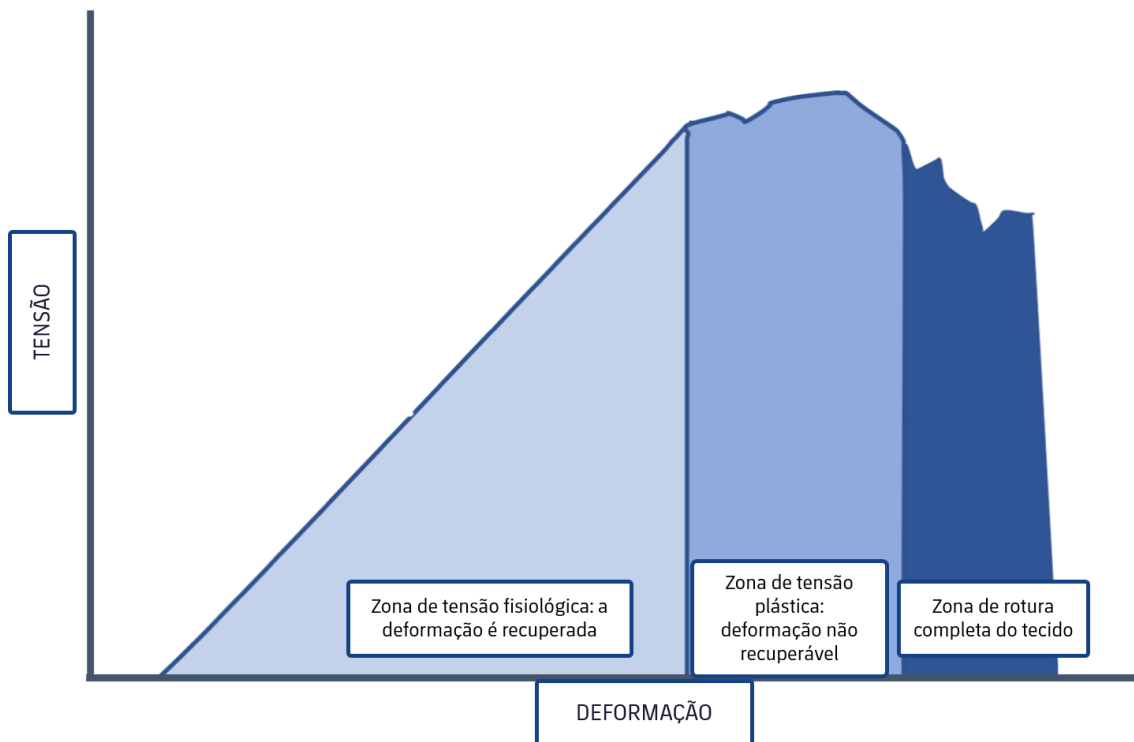
É importante ter presente que estes trabalhos referidos em relação ao EMD podem ter resultados diversos de acordo com a população estudada e o método aplicado. Apesar dos mesmos, importa compreender o estudo do EMD como uma possibilidade direta de conhecer a capacidade de ativação individual da musculatura envolvida numa ação e a sua eventual relação com a prevenção e o rendimento. Para além disso, o aumento deste parâmetro está relacionado com um aumento da histerese elástica dos tecidos, uma vez que se podem relacionar com uma diminuição da capacidade de *stiffness* dos mesmos. Estes factos penalizam a capacidade de produzir força rápida e denotam também adaptações provocadas pela existência de fadiga, tal como já referimos.

Sem entrar em detalhes neste tema, é importante considerar que a prevenção relacionada com este tipo de lesões passa por dar às estruturas do sistema músculo-esquelético (especialmente o tendão e o músculo) uma grande capacidade de resistência perante ciclos de tensão ou deformação provocados a grandes velocidades (no caso de desportos onde abundam as ações explosivas). Isto será conseguido, especialmente, através do trabalho da explosividade e da resistência, com a utilização de ações excêntricas de intensidade elevada. Na figura 8 deste módulo, são resumidas as diferentes intervenções metodológicas, com grande protagonismo do desenvolvimento da força nas suas diferentes manifestações, para diminuir os fatores de risco neuromuscular. Evidentemente, alguns destes fatores estão relacionados com as propriedades elásticas dos tecidos.

1.1.2 Mecanismos de lesão por cargas isoladas

A lesão no desporto por uma carga isolada está relacionada com uma ação que excede por si mesma a capacidade de absorção de energia potencialmente lesiva de um tecido.

Figura 3. Curva de tensão – deformação que um tecido sofre de características elásticas.



Fonte: Elaboração própria.

A partir da zona plástica, o tecido vai sofrer um determinado grau de lesão. Esta curva, com comportamentos variados, é a que pode explicar a rutura de um ligamento em uma lesão articular ou de algumas outras estruturas do sistema musculoesquelético.

Neste caso, referimo-nos ao facto de o tecido que se lesiona não estar relacionado com a existência de uma fadiga prévia que o predisponha a este facto, mas sim ao facto de uma posição forçada fazer com que não possa suportar essa mesma carga. Se, por um lado, as lesões tendinosas se associam a mecanismos por utilização excessiva, as lesões musculares e articulares estão relacionadas com mecanismos agudos. Este ponto será analisado nos dois temas que se seguem.

Neste tema, vamos concentrar-nos, exclusivamente, em compreender o que acontece perante uma situação que alonga um tecido de tal forma que chega mesmo à rutura. Para isso, os gráficos de tensão e deformação explicam por fases a colocação em tensão do tecido, ajudando a compreender as causas e consequências deste tipo de lesão. A curva exposta na figura 3 explica em três fases a rutura de uma estrutura como por exemplo, um ligamento. Na primeira delas, conhecida como fisiológica e onde a deformação provocada por uma carga é recuperada, não se

produz qualquer lesão. Para poder compreender esta explicação, é conveniente pensar numa ação desportiva e não se ficar pelos exemplos de fibras de tecido colocadas em tensão em laboratório. Assim, pensemos em um futebolista que realiza um apoio, não necessariamente muito forçado, mas que corresponde a uma reação muito rápida perante o movimento de um adversário (figura 4).

Figura 4. As lesões de ligamentos produzem-se antes de situações que, cinematicamente, permitem visualizar uma lesão certa (esquerda)



Fonte: Romero, 2018. Arquivo próprio, inédito.

Desta forma, a imagem 4 mostra o futebolista da esquerda com uma posição do seu joelho direito que o pode tornar vulnerável a sofrer um colapso de um dos seus ligamentos (nesta situação, habitualmente o LCA, ligamento cruzado anterior, e o LLI, ligamento lateral interno ou ambos). O trabalho de Alentorn-Geli et al. (2009) explica detalhadamente os mecanismos de lesão do LCA em jogadores e futebol, entre os quais se encontram a ação de rotação sobre uma extremidade em carga, com posição próxima à extensão do joelho. Esta situação pode forçar posições de varo, valgo e rotações do joelho, ao que é necessário adicionar uma transposição anterior tibial, especialmente se o quadríceps atuar de forma explosiva para tentar travar e, posteriormente, acelerar. Perante esta situação, o futebolista da imagem vai sofrer uma tensão considerável no seu LCA e, se o resultado da ação não progredir em intensidade, podemos afirmar que a estrutura não passou da fase fisiológica da curva. O que aconteceu até ao momento no ligamento foi ter tido uma mudança na disposição do colagénio (início desta fase da curva) e passou da sua disposição helicoidal para uma paralisação das suas fibras (Romero e Tous, 2011). Ao continuar com a colocação em tensão do ligamento, as suas fibras aumentam a rigidez e sofrem um alongamento de acordo com a carga que suportam, mas ainda dentro de um intervalo recuperável. No entanto, se a reação do jogador, ao tentar seguir o jogador que tem a bola, fez com que o levasse a forçar a posição, é possível que entre em zona de lesão (zona plástica de acordo com a imagem). Perante esta situação, o jogador terá uma estrutura lesionada que o vai predispor a entrar em fase de rutura significativa, ou total, do seu ligamento. Evidentemente, o que acabamos de explicar em algumas linhas ocorre em milésimos de segundo e dá-nos a ideia da dificuldade que implica desenvolver uma linha de prevenção das lesões

de articulações. Sem entrar em detalhe neste tema, é importante referir que a metodologia necessária para minimizar este tipo de lesões passa pela capacidade de *feedforward* do jogador e do treino da sua capacidade de reação perante este tipo de perturbações, juntamente com o trabalho do equilíbrio e de um vasto estímulo do sistema sensório-motor (Fort-Vanmeerhaeghe e Romero Rodríguez, 2013).

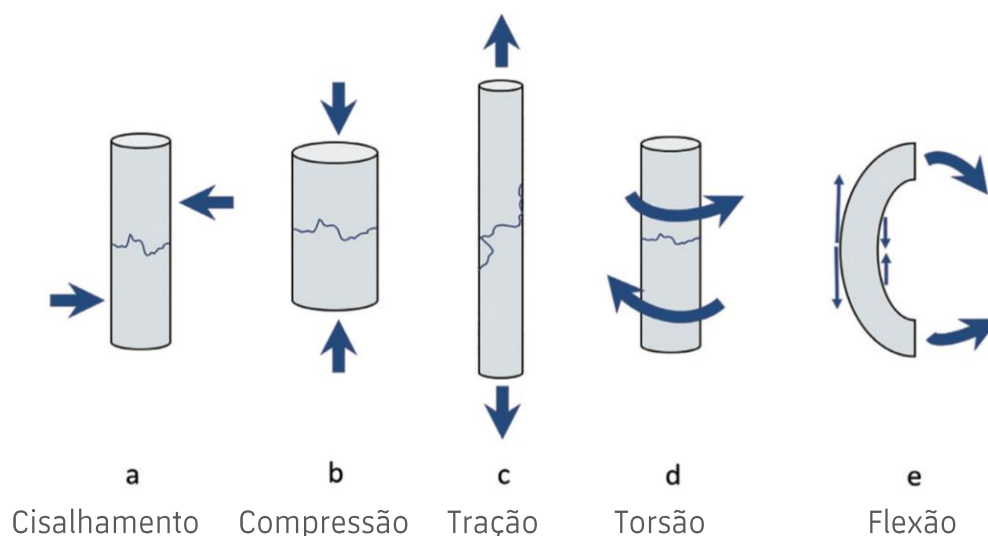
1.1.3 Os mecanismos de lesão nas lesões musculares e tendinosas

As lesões musculares e tendinosas produzem-se, especialmente, por mecanismos de tração. Apesar deste fator comum, existe uma diferença importante entre ambos os tecidos: por um lado, a zona contrátil muscular costuma lesionar-se através de um mecanismo agudo, enquanto que o tendão costuma lesionar-se por microtraumatismos de repetição isto é, por utilização excessiva. O mecanismo de tração consiste na aplicação de duas forças aplicadas em um tecido em sentidos opostos e de forma divergente. O resultado da aplicação desta carga é o aumento em comprimento do tecido (Romero e Tous, 2011).

No caso da lesão localizada em um ventre muscular, o mecanismo de tração compromete a integridade das fibras musculares. Fernandes, Pedrinelli e Hernandez (2011) referem a classificação típica da musculatura em músculos monoarticulares e poliarticulares. Este facto é importante uma vez que os músculos que mobilizam de forma direta mais do que uma articulação são os que produzem uma potência maior e têm, para além disso, a capacidade de mudar mais rapidamente o seu comprimento. Para este efeito, devemos ter em conta que têm pouca capacidade de suportar uma tensão ao longo do tempo, pelo que são mais suscetíveis à fadiga. Tudo isto nos leva ao tipo de intervenção que devemos fazer para a prevenção e melhoria do rendimento desportivo. A ideia é dotar a musculatura da capacidade para suportar cargas de grande intensidade e que, para além disso, seja capaz de prolongar esta qualidade no tempo.

Os tecidos do sistema músculo-esquelético podem sofrer diferentes tipos de carga, tal como se apresentam na imagem que se segue. Para além disso, é habitual que os mecanismos de lesão se produzam através de diferentes combinações destes tipos de carga, especialmente quando falamos de lesões de articulações. No caso das lesões musculares e tendinosas, o mecanismo mais habitual é o de tração.

Figura 5. Possíveis mecanismos de lesão do sistema tendinoso muscular e de ligamentos.



Fonte: elaboração própria com base em Romero e Tous, 2011.

Para poder exemplificar o mecanismo de grande tração que pode lesionar um músculo, importa analisarmos as explicações que nos proporciona Mendiguchia, Alentorn-Geli, Idoate e Myer (2013) ao tratar a lesão do reto femoral do quadríceps. Neste trabalho, os autores descrevem os mecanismos de lesão deste músculo e dividem-nos de acordo com diferentes capacidades que se verificam no jogo a uma grande intensidade: o *sprint* (e as suas fases de aceleração e desaceleração) e o chute. Para fazermos uma ideia do componente de tração predominante neste tipo de lesões, podemos recorrer à explicação que os autores proporcionam ao falarem da lesão do reto femoral no momento inicial da fase de oscilação. Neste momento, este músculo encontra-se bastante alongado e os músculos flexores da anca desenvolvem uma força muito grande, ao passo que os extensores do joelho controlam o movimento correto desta fase com a ação excêntrica necessária segundo a intensidade de execução. Esta situação, produzida na extremidade oscilante, ocorre no momento do contacto inicial como solo da extremidade contralateral e, mais concretamente, desde a máxima extensão da anca até à máxima flexão da anca e joelho.

As ações de corrida a alta velocidade no futebol combinam o mecanismo lesivo do reto femoral, já explicado no texto, com a existência de vários elementos perturbadores que podem dificultar a ação da corrida. Estes elementos emergentes formam um *constraint* temporal muito importante: faz com que o jogador, para além de desenvolver uma ação à máxima intensidade, tenha de regular constantemente a sua execução. Na imagem que se segue, o jogador da esquerda mostra uma posição que representa a referida no texto, no início da fase de oscilação, onde o reto femoral pode manifestar-se como mais vulnerável a sofrer uma lesão.

Figura 6. Corrida de elevada velocidade no futebol



Fonte: LM10HD, 2017, <https://youtu.be/DjSDCnHtdyw>

Neste tema, o aspeto mais importante a considerar é o mecanismo lesivo em tração que se produz nos músculos biarticulares, os quais criam mais potência e, desta forma, são mais suscetíveis de sofrer uma lesão. De facto, diferentes trabalhos explicam-nos como a musculatura isquiossural sofre um maior número de lesões por ser biarticular e ter uma maior composição de fibras FT (Woods et al., 2004). Este facto aumenta ainda mais a sua possibilidade lesiva quando falamos de jogadores que têm uma grande capacidade de aceleração (Watson, 2002).

Por outro lado, as lesões tendinosas (as quais já relacionámos com situações repetitivas que levam a um excesso de solicitação do tecido e a uma acumulação de dano sem a recuperação adequada) também terão lugar, especialmente, por mecanismo de tração (este facto já tinha sido mencionado). Em ambos os casos, de alterações musculares e tendinosas, devemos pensar na necessidade de preparar estas estruturas para que possam suportar grandes cargas de tração e a repetição das mesmas. Mais à frente, veremos como nos interessa trabalhar, especialmente, a qualidade da força para poder dar resposta a estas necessidades.

1.1.4 Os mecanismos de lesão nas lesões de articulações

Se previamente falamos das características principais em termos de mecanismo lesivo no tecido muscular e tendinoso, a lesão das estruturas articulares adquire uma dimensão bem diferente. Desta forma, os mecanismos de lesão de ligamentos, basicamente, e de outras estruturas (como cápsula articular e meniscos intra-articulares) produzem-se pela combinação de diferentes tipos de carga, especialmente de flexão, torção e cisalhamento. Um dos exemplos mais claros ao falar da combinação de cargas que levam a uma lesão é a rutura do LCA. Anteriormente referimos o trabalho de Alentorn-Geli et al. (2009) relativamente à lesão deste ligamento em futebolistas. Se por um lado já abordámos a existência de diferentes movimentos como o varo, valgo, rotações de joelho e translação anterior tibial, importa termos em conta que essas posições estão relacionadas com diferentes mecanismos de stresse: a existência de varo ou valgo é um movimento produzido no plano frontal e vai provocar mecanismos de flexão, os quais não deixam de ser uma combinação de tração na face convexa do tecido colocado em

tensão e uma compressão na face côncava desse mesmo tecido, por outro lado, as rotações de joelho vão criar mecanismos de torção nas diferentes estruturas articulares; por último, a translação anterior da tíbia associa-se a um mecanismo de cisalhamento.

Outro exemplo claro para poder falar de combinação de cargas é o que se produz no complexo de ligamentos externo do tornozelo. O mecanismo produzido habitualmente é uma inversão, que resulta da combinação de diferentes movimentos: flexão plantar, adução e supinação. Neste exemplo, devemos ter em conta que esta combinação de cargas se produz entre diferentes articulações (tíbio-peróneo-astragalina, subastragalina e a interlinha de Chopart, ou seja, as articulações astrágalo-escafoideia e calcâneo-cuboideia). O ligamento mais vulnerável da zona externa do tornozelo é o peróneo-astragalino anterior e é possível ver a sua colocação em tensão através de um mecanismo de tração durante a flexão plantar (Brockett e Chapman, 2016), bem como cargas em flexão e torção devido à mobilidade produzida pelos diferentes eixos que existem entre as articulações citadas (Nordin e Frankel, 2001). O mecanismo de tração por repetição, como ocorre por exemplo no futebolista por pancadas contínuas na bola, também pode provocar uma lesão de ligamento, concretamente o conhecido síndrome do impacto anterior do tornozelo (Tol, Slim, van Soest e van Dijk, 2002). Outro exemplo de ação lesiva combinada é a que ocorre na sindesmose tibioperoneal do tornozelo, onde a flexão dorsal forçada juntamente com uma rotação externa de pé apoiado no solo leva a uma combinação de cargas que tal lesão implica (Hsu e Anderson, 2016; Mulligan, 2011).

Estes são alguns exemplos de lesões relacionadas com o futebol e muitos outros desportos de situação e permitem-nos compreender a natureza diferencial em relação à carga lesiva entre as lesões musculares e as tendinosas referidas no tema anterior. Da perspetiva do mecanismo lesivo, será muito importante compreender que a força deve ser trabalhada em combinação com uma série de qualidades como o equilíbrio e a capacidade de reação para poder prevenir e readaptar as lesões de articulações.

1.2 Fatores de risco associados à falta de força

Os fatores de risco de lesão no desporto foram descritos amplamente e geralmente são classificados como fatores **intrínsecos** e **extrínsecos** (Dvorak et al., 2000; Bahr e Holme, 2003). Os fatores intrínsecos são os inerentes ao desportista, como por exemplo a idade e os diferentes tipos de déficit de força, flexibilidade e capacidade de estabilização, entre outros. Por outro lado, os fatores extrínsecos são externos ao desportista, como por exemplo o terreno de jogo ou seja um regulamento, apesar de, do ponto de vista da prevenção, possivelmente o mais destacável é a carga de treino e de competição.

Nesta unidade não vamos fazer um estudo do conjunto de fatores de risco de lesão existentes no desporto, trataremos os que podem estar mais relacionados com o trabalho da força como veículo principal para os poder mitigar.

1.2.1 Fatores de risco neuromuscular

O trabalho publicado por Fort-Vanmeerhaeghe e Romero Rodríguez (2013) descreve detalhadamente os diferentes fatores de risco de lesão de carácter neuromuscular, isto é, os fatores que podem manipular-se através do trabalho do controlo neuromuscular.

Com base neste último trabalho referido, elaboramos a imagem 7 que sintetiza os fatores neuromusculares (Fort-Vanmeerhaeghe e Romero Rodríguez, 2013) e teremos em conta a perspetiva mais ecológica e não tanto a visão cognitivista com a qual a referência citada está impregnada.

Figura 7. Fatores de risco neuromuscular relacionados com o desporto, em particular com o desporto de situação.



Fonte: elaboração própria com base em Morchón, 2017.

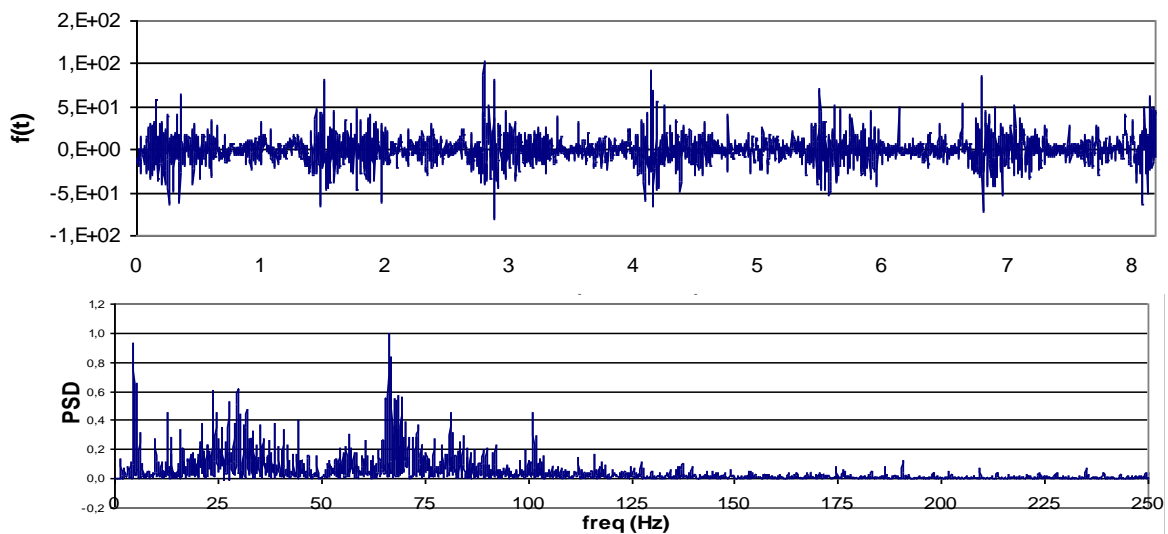
A fadiga neuromuscular

O conceito de fadiga, amplamente estudado pela diminuição do rendimento desportivo que implica, define-se como um processo que se instaura no tempo (Enoka e Duchateau, 2008; De Luca, 1997). Antes, tinha sido sempre associado à fadiga com um ponto de rutura, isto é, com um momento em que não era possível manter um determinado resultado de potência (Hultman e Sjölholm, 1986). Para além deste facto, também é importante destacar o aumento do esforço que está relacionado com a fadiga, tal como é destacado por Enoka e Stuart (1992). Apesar da ideia correta de abordar a fadiga como um processo, é importante ter em conta que é difícil detetá-la até ser possível observá-la (De Luca, 1984) e isto, numa situação normal de treino ou torneio, só é possível ao observar que não se consegue manter um determinado rendimento. Atualmente, é possível detetar uma diminuição da capacidade do jogador através da utilização de GPS e podemos também visualizar os dados de forma sincronizada de como isto acontece em tempo real. Mas, para conhecer individualmente o comportamento muscular, devemos reconhecer a atividade eletromiográfica dos músculos que queremos estudar. As análises combinadas de amplitude de sinal e frequência da atividade elétrica são uma ajuda preciosa para compreender como diminui a capacidade de desenvolver força numa ação por fadiga, mas estes estudos são realmente difíceis de realizar quando pretendemos estudar capacidades hábeis desportivas. A imagem 8 procura ilustrar o tipo de sinal que é estudado habitualmente em eletromiografia.

Compreender a instauração da fadiga neuromuscular possibilita compreender a diminuição da capacidade de produzir força e potência e isto é muito importante. Se realizarmos um qualquer *test* de potência numa polia cónica inercial, através de um

encoder rotativo, teremos um dado direto da potência e podemos controlar a diminuição da mesma à medida que são realizados esforços repetidos durante um exercício causador de fadiga. Mas a eletromiografia revela-nos quais os músculos que sofrem maior fadiga e, para além disso, permite-nos ver eventuais variações da sequenciação muscular utilizada para realizar uma tarefa. Este facto é relevante porque, perante o aparecimento da fadiga, é conhecida a alteração da sequenciação muscular para poder manter momentos, acelerações e posições (Bonnard, Sirin, Oddsson e Thorstensson, 1994), o que origina uma variação dos padrões motores próprios de uma capacidade desportiva (Borotikar, Newcomer, Koppes e McLean, 2008; Chappell et al., 2005).

Figura 8. Análise da fadiga muscular utilizando eletromiografia.



Fonte: Romero-Rodríguez, 2003.

Na parte superior da figura vemos o sinal da amplitude da atividade elétrica muscular na realização de uma tarefa cíclica. Perante uma situação de fadiga, é habitual poder observar de que forma este sinal aumenta em um primeiro momento e a seguir diminui definitivamente, caso não tenha sido estabelecido um mecanismo de recuperação. A parte inferior mostra um espectro de frequências da mesma tarefa, tendo em conta que, perante um processo de fadiga, a média do sinal de frequência vai diminuir o seu valor. As imagens foram extraídas através de um eletromiógrafo de superfície telemétrico de oito canais de BTS (Itália), modelo TELEMG (n.º R020280793), integrado no ELITE System optoelectrónico.

Espectro de frequências eletromiográficas obtido através da FFT. O exemplo da imagem foi obtido no início da atividade fatigante concêntrica, no músculo reto femoral. A imagem superior mostra o sinal obtido sem qualquer tratamento, e a imagem inferior mostra o espectro. A frequência de aquisição foi de 500 Hz. Nesta figura, a MF calculada foi de 63,60 Hz, ao passo que a MPF teve um valor de 77,14 Hz.

Assim, importa também ter a possibilidade de desenvolver avaliações eletromiográficas de forma periódica nas tarefas que são mais representativas, relativamente ao rendimento desportivo, e para a eventual deteção de parâmetros que podem revelar algum tipo de risco de lesão. Se realizarmos este tipo de

avaliação nos *tests* identificados como mais representativos em determinado ambiente desportivo, tanto com intenção preventiva como de rendimento e, para além disso, tivermos em conta as alterações biomecânicas dos tecidos elásticos que já foram descritas pela instauração de fadiga (Nigg e Herzog, 2007), podemos controlar da melhor forma os índices de fadiga identificados ao longo de uma temporada.

Diminuição do *stiffness* muscular

Desenvolvemos os conceitos de histerese elástica e de *stiffness* e entendemos como a falta de *stiffness* se pode transformar em um fator de risco devido ao facto de simbolizar a perda de energia elástica e, desta forma, a capacidade dos tecidos de absorver energia potencialmente lesiva. Isto é, se tivermos um músculo ou um tendão com problemas para recuperar rapidamente o seu comprimento em cada ciclo de alongamento e encurtamento, isto pode implicar uma má adaptação do referido tecido perante uma determinada carga.

Este curso centra-se nos desportos de situação, onde os esforços explosivos são determinantes e, também, pouco regulares. Assim, devemos tentar travar este fator de risco e dotar a musculatura de uma boa resistência à explosividade, razão pela qual o trabalho da força é tão importante para limitar o risco.

Desequilíbrio entre extremidade dominante e não dominante

Existem muitos estudos que tratam os desequilíbrios entre extremidades como um fator de risco de lesão. Nestes trabalhos é habitual estudar os parâmetros como a força, a potência muscular, a velocidade de deslocamento, a mudança de direção, o salto e a capacidade de equilíbrio, entre outros. É importante analisar muito bem as necessidades do nosso desporto para poder projetar uma série de *tests* que nos deem as informações que pretendemos. Neste sentido, precisamos considerar que existem determinados *tests* que foram amplamente avaliados, como por exemplo o designado *Star Excursion Balance Test* (SEBT) (Langarika Rocafort, 2014). Para além disso, este *test* também foi exposto a diferentes provas de fiabilidade com populações específicas, por exemplo, em jovens futebolistas (Linek, Sikora, Wolny e Saulicz, 2017). Apesar disto e se considerarmos o futebol, por exemplo, devemos perguntar-nos se este tipo de prova de equilíbrio é a que mais se aproxima da avaliação da necessidade de equilíbrio real que o futebolista tem no campo. Esta mesma reflexão deve ser feita com outras provas, como por exemplo algumas de salto. De facto, outro estudo importante relativamente às provas realizadas para detetar assimetrias e a sua relação com aspetos do rendimento é o de Bishop, Turner, Jarvis, Chavda e Read (2017). Estes autores reviram a fiabilidade e validade dos *tests* que são utilizados habitualmente para detetar assimetrias através de testes de força e de salto, e registaram que as assimetrias são dependentes da tarefa realizada, facto que faz com que seja necessário avaliar cada uma das capacidades que pretendamos controlar.

Devido à importância que este fator de risco adquiriu nestes últimos anos, continuaremos o desenvolvimento deste tema na secção que se segue.

Desequilíbrio entre agonista e antagonista

A maior ativação excessiva do quadríceps no salto, mudança de direção e aceleração relativamente à musculatura isquiossural, é considerada um fator de risco de lesão do LCA. Perante uma estratégia deste tipo, a predominância do quadríceps facilitará a forte colocação em tensão do referido ligamento, ao que é necessário somar uma eventual ativação isquiossural fraca, quando o joelho estiver próximo da extensão (Shimokochi e Shultz, 2008). Relativamente a este facto, é importante ter em conta, segundo Yu, Lin e Garrett (2006), que a velocidade angular de flexão do joelho no contacto inicial em uma ação de *stop-jump task* está relacionada com um maior pico de força de reação do solo, tanto posterior como vertical. Tanto o pico da força de cisalhamento anterior tibial, como do momento de extensão do joelho na receção desta ação estão ligados com as forças de reação posterior e vertical.

A coativação dos músculos extensores do joelho proporciona estabilidade ao joelho nas ações desportivas e permite controlar o valgo dinâmico da referida articulação (Hewett, Myer e Ford, 2006). Também importa destacar que a relação da musculatura quadricipital – isquiossural é muito importante no controlo do joelho no plano frontal, como detalhado por Lloyd, Buchanan e Besier (2005). De acordo com estes trabalhos, e apesar das avaliações tratadas estarem afastadas da competição, é suficientemente coerente compreender que a coativação que se produz em várias situações desportivas em cadeia fechada é uma das principais estratégias neuromusculares de ativação que permitem controlar o joelho.

Alteração da capacidade de antecipação: o *feedforward*

Os desportos de situação estão expostos a eventos continuamente emergentes onde é necessário identificar cada um com experiências prévias para agilizar as respostas adequadas. Esta ideia refere-se ao termo *feedforward* e Hewett et al. (2005) fazem referência a isto quando explicam que as lesões do LCA se produzem de forma excessivamente rápida para permitir uma resposta muscular (*feedback*). Isto faz com que o desportista tenha de adequar ou “pré-programar” nos termos destes autores, os padrões motores mais adequados para cada situação e que reduzam o risco de lesão durante os saltos e as ações de rotação. Relativamente aos desportistas em fase de readaptação pós-lesão, é importante introduzir tarefas que reproduzam os mecanismos de lesão, com a intenção de poder estabelecer estratégias antecipadas que diminuam o risco de lesão, através do reconhecimento de situações limite.

Déficit no controlo da estabilidade de postura

O termo estabilidade de postura está ligado à capacidade que um determinado indivíduo tem de manter o equilíbrio (Tropp, Ekstrand e Gillquist, 1984). Este conceito, também conhecido como **equilíbrio dinâmico**, depende da capacidade que o desportista tem para integrar a perceção e controlo neuromuscular e regular a estabilidade do centro de massa corporal em ações dinâmicas (Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2016). Os trabalhos que, possivelmente, mais desenvolveram a base do controlo postural, foram os de Riemann e Lephart (2002a; 2002b). Estes autores explicam de que forma, nas execuções motoras, se verificam diferentes

ocorrências que preparam, mantêm e recuperam a estabilidade do conjunto corporal (estabilidade postural) e dos segmentos (estabilidade articular). Desta forma, de acordo com os autores, a peça fundamental que engloba todo este controlo é o sistema sensório-motor, ao integrar e processar todos os componentes aferentes, centrais e eferentes que mantêm a estabilidade articular.

Se as provas de equilíbrio são as referências para obter informações sobre a estabilidade postural, devemos ter em conta que os *tests* realizados estão de facto afastados da realidade da competição desportiva, como os designados *single leg balance test* e o *star excursion balance test*, este último também em apoio monopodal e, ao contrário do primeiro, com um deslocamento da extremidade em suspensão em várias direções. Esta linha de reflexão é a que era exposta por Krosshaugh et al. (2016), quando explicavam a limitação dos *tests* de saltos que se afastavam demasiado daquilo que implicavam as situações desportivas.

Existem muitas posições que são consideradas incorretas no desporto, relacionadas com o controlo ineficaz da postura, e que podem facilitar o aparecimento de uma lesão: o valgo acentuado do joelho, especialmente em mulheres, tanto nas receções de saltos como nas mudanças de direção (McLean, Walker e van den Bogert, 2005; Hewett, Paterno e Myer, 2002); pouca flexão do joelho na receção de saltos, especialmente em mulheres também (Thacker et al., 2003); maior deslocamento, também no género feminino, no plano frontal do joelho e tornozelo em mudanças de direção não antecipadas (Ford, Myer, Toms e Hewett, 2005). Estes são alguns exemplos relacionados com a estabilidade da postura na realização de algumas das capacidades neuromotoras relacionadas com o desporto, mas é também importante considerar que nem sempre os padrões de prevenção resultam ser os mais eficazes relativamente ao rendimento. De facto, esta reflexão já foi realizada anteriormente (Romero-Rodríguez, 2018) com base no trabalho publicado por Havens e Sigward (2015). Neste estudo, realizado com futebolistas, foi registada a forma como nas mudanças de direção a 90° os parâmetros mais relacionados com um melhor rendimento eram a força de reação em direção medial-lateral e a potência da anca, também no plano frontal. Por outro lado, é conhecida a tendência de explicar a necessidade de reduzir os movimentos no plano frontal e transversal para diminuir o risco de lesão, não apenas na receção de um salto, mas também na mudança de direção.

Déficit muscular na estabilização do tronco

Os déficits musculares podem ficar a dever-se, basicamente, à falta de força ou seja, a uma capacidade de coordenação inadequada. A falta de força ou de potência muscular em determinada ação é relativamente simples de detetar através de um teste, mais ou menos relacionado com as capacidades hábeis desportivas. Por outro lado, a incapacidade de ativar adequadamente a musculatura para realizar um ação está intimamente ligada à capacidade de coordenação, e esta tem mais dificuldade para ser avaliada e, para além disso, pode ser alterada por diferentes motivos.

Apesar desta apreciação, nesta secção vamos centrar-nos mais na falta de força da musculatura do tronco. Esta região anatómica adotou em castelhano (como faremos em português) o termo inglês *core* e, habitualmente, referimo-nos a *core stability* como o trabalho estabilizador de tronco. A enumeração dos componentes desta zona foi descrita por Akuthota e Nadler (2004) da seguinte forma: musculatura

abdominal pela zona anterior, glúteos e zona paravertebral pela posterior, a zona superior está delimitada pelo diafragma e na parte inferior encontra-se a musculatura do pavimento pélvico e cintura pélvica. É necessário destacar a relação próxima desta zona com a coluna vertebral e, para compreender a funcionalidade de todo este sistema musculoesquelético, é necessário compreender que o objetivo do mesmo é controlar as posturas adotadas e os movimentos executados do tronco relativamente às extremidades inferiores (Kibler, Press e Sciasciak, 2006).

Do ponto de vista das lesões, foi registado como a alteração do controlo do tronco pode provocar, por exemplo, um aumento do valgo de joelho nas ações desportivas, transformando-a em um fator de risco de vir a sofrer lesões nas extremidades inferiores (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg e Cholewicki, 2008). Para além disso, se tivermos em conta as ações de travagem numa corrida onde a extremidade inferior passa, por momentos, próxima da extensão do joelho e com uma grande ativação quadricipital, e somamos também uma força de reação posterior do solo (já referida neste módulo) ao colocar o pé numa posição anteriorizada, o resultado de tudo isto transforma-se claramente em fator de risco de lesão, especialmente se tivermos em conta que o tronco se encontra posteriorizado pela própria execução normal de desaceleração e, desta forma, deixa em desvantagem a possível atividade isquiosural que poderia ter lugar para ter um maior controlo do joelho (Shimokochi e Shultz, 2008).

Do ponto de vista metodológico, para diminuir os fatores de risco, Myer, Chu, Brent e Hewett (2008) citam o trabalho de Winter (2005) para destacar a importância da pré-ativação da musculatura do tronco e da anca para limitar as posições forçadas no plano frontal. Trata-se de um aspeto importante porque alude, de forma indireta, ao mecanismo de *feedforward* e é um facto muito importante desde a criação de tarefas.

Déficit muscular na estabilização da anca

O trabalho de Fort-Vanmeerhaeghe e Romero Rodríguez (2013) explica-nos, a partir de diferentes estudos, de que forma o défice de ativação da musculatura da anca se associa a diferentes lesões das extremidades inferiores, como por exemplo a síndrome femoro-rotuliana, a rutura do LCA e a síndrome da banda iliotibial. Trata-se de um facto relevante para ter em conta no treino de um atleta, uma vez que habitualmente não é fácil dar-lhe a importância que merece. Outros trabalhos nesta linha aumentaram o conhecimento sobre a falta de ativação dos abdutores de anca (Khayambashi, Ghoddosi, Straub e Powers, 2016) como fator de risco de lesão na extremidade inferior. Este facto ocorre porque a debilidade destes músculos pode alterar a cinemática da anca, facto que facilitará um predomínio da rotação interna e da adução do joelho (Bolgia, Malone, Umberger e Uh, 2011; Nakagawa, Moriya, Maciel e Serrão, 2012), elementos nefastos para a estabilidade articular. De facto, devemos ter em conta que o glúteo médio é um músculo que se encontra muito ativado nas ações não antecipadas de mudança de direção e de receção de um salto (Meinerz, Malloy, Geiser e Kipp, 2015) e as ações não planificadas causam o maior número de lesões do LCA (Cortes, Blount, Ringleb e Onate, 2011).

Do ponto de vista metodológico da prevenção e da readaptação, o trabalho de Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne e Davis (2004) é interessante, uma vez que puderam registar uma diminuição de lesões das costas e extremidade inferior, nos

jogadores que tinham maiores níveis de força nos abdutores e rotadores externos da anca. É igualmente importante destacar que a ação excêntrica do glúteo médio será muito importante na estabilização da anca.

Alteração da ativação muscular

Este fator de risco pode estar relacionado com aspetos próprios da falta de força e tempo necessário para conseguir uma boa intensidade de contração. Mas, perante necessidades concretas, podemos apreciar de que forma sequenciar a ativação dos diferentes músculos que intervêm em uma ação pode dificultar o resultado da mesma e diminuir o rendimento e/ou aumentar as possibilidades de sofrer uma lesão.

Com a intenção de exemplificar alguma das situações mais estudadas, podemos centrar-nos na ativação dos músculos periarticulares do tornozelo perante uma perturbação. Sheth, Yu, Laskowski e An KN (1997) puderam constatar como em indivíduos adultos o pré e pós-*test* de uma intervenção de oito semanas de trabalho de equilíbrio fazia variar o padrão de ativação. Concretamente, de um padrão de coativação dos músculos tibial anterior, tibial posterior, perónio lateral longo e flexor longo dos dedos; passava-se a um atraso da ativação dos músculos inversores, o que é positivo dado o efeito lesivo que podem ter estes últimos. Nesta linha encontram-se os estudos de Eils e Rosenbaum (2001) e de Osborne, Chou, Laskowski, Smith e Kaufman (2001), nos quais se aprecia uma simultaneidade de ativação dos músculos perónios e tibiais, quando é necessário dar estabilidade ao tornozelo. Estas adaptações produzem-se, especialmente, pela melhoria do controlo neuromuscular exibido.

Alteração da sensibilidade propriocetiva

É importante ter em conta que a alteração da sensibilidade propriocetiva é um aspeto concreto do conjunto do sistema sensório-motor e que, normalmente, este fator de risco se produz como consequência de uma lesão prévia. Como já referimos anteriormente, esta sensibilidade terá um papel muito importante no controlo da postura e dependerá dos mecanorreceptores situados a nível muscular, tendinoso, ligamentoso e capsular (Barlett e Warren, 2002; Solomonow e Krogsgaard, 2001).

A alteração propriocetiva é entendida como a impossibilidade de reconhecer, de forma ideal, o comprimento e a tensão dos diferentes tecidos do aparelho musculoesquelético, bem como a velocidade com que estes parâmetros mudam, para além de não se controlarem corretamente os graus articulares em que as articulações podem estar dispostas. Desta forma, perante esta situação, o alerta que nos é proporcionado pelo sistema propriocetivo diminui, e isto torna os tecidos mais vulneráveis.

1.2.2 Assimetrias de força e velocidade em avaliações funcionais relativamente às capacidades desportivas

Keeley, Plummer e Oliver (2011) definem a assimetria de força entre as extremidades inferiores como a incapacidade para produzir uma força de contração que seja igual,

através do quadríceps e isquiossurais da extremidade direita e esquerda. Este conceito de assimetrias, o qual a literatura designa de índice de assimetria (ASI), refere-se às extremidades inferiores, à força e a uma musculatura concreta; mas é possível generalizá-lo a qualquer condição deste tipo que implique a diferença na função ou rendimento de uma extremidade relativamente à outra. De facto, existem diferentes formas de calcular e considerar as assimetrias, seja entre extremidades dominantes e não dominantes, direita e esquerda, a mais forte e a menos forte, ou a preferida e não preferida (Bishop C, Read P, Chavda S e Turner, 2016).

Alguns dos valores de assimetria que podem ser calculados foram descritos pela literatura, apesar de ficar ainda por referir um campo muito vasto de estudo a este respeito. Bishop et al. (2019) conseguiram registar, em jogadoras de futebol, as seguintes assimetrias: salto unilateral em contramovimento, SLCMJ (8,65%); *drop jump* unilateral, DJ (9,1%); velocidade da mudança de direção (CODS) através do teste 505 (2,39%). Habitualmente, o *test* de SLCMJ mostra as maiores assimetrias, ao revelar valores de $10,4 \pm 10,8\%$ (Lockie et al., 2014) em desportos de equipa, $14,11 \pm 8,62\%$ em jogadoras de basquetebol (Fort-Vanmeerhaeghe, Montalvo, Sitjà-Rabert, Kiefer e Myer, 2015), e $12,54\%$ em jogadoras de futebol (Bishop, Read, McCubbine e Turner, 2018). Por outro lado, os testes que mostram menor índice de assimetrias são os que avaliam a velocidade na mudança de direção (CODS), apesar de Dos'Santos, Thomas, Jones e Comfort (2018) explicarem por que razão este tipo de teste tende a confundir a capacidade do COD com a de velocidade linear, pois apenas em uma parte menor do tempo da prova os executantes realizam uma mudança de direção. Segundo estes autores, a metodologia que nos poderia facilitar a resolução deste problema seria a utilização do designado déficit de COD (Codd), um cálculo que permite avaliar realmente a capacidade na mudança de direção, eliminando o efeito que a capacidade de velocidade linear pode ter na prova.

Relativamente às assimetrias, não existem trabalhos que possam realmente estabelecer valores que nos informem do risco de lesão, além de que é também um tema que aparece de forma inconsistente na literatura. Paterno et al. (2010) referem que as diferenças no controlo neuromuscular do joelho entre extremidades em ações dinâmicas do desporto foram identificadas, de forma teórica, como um fator de risco de lesão do LCA em população saudável. Relativamente a este tema, Hewit, Cronin e Hume (2012) fazem uma reflexão sobre o tema do ASI, ao explicar que se considera que o desequilíbrio entre extremidades aumenta o risco de lesão, quando o valor limite de assimetria ronda os 10-15%. Mas o referido valor, que costuma generalizar-se de forma errada, é inconsistente devido a existirem vários jogadores que se lesionam com índices de assimetria inferiores a 10% e outros que o fazem ainda com valores superiores a 15%. Neste mesmo trabalho, são citados outros estudos onde são comparados indivíduos com e sem lesão mas, para além de serem estudos retrospectivos, indicam-nos valores entre lesionados e não lesionados, não de indivíduos saudáveis que, de acordo com índices de assimetria, possam lesionar-se com maior ou menor probabilidade. Outro ponto importante é que a maior parte dos trabalhos que estes autores referem centra-se, especialmente, no estudo de diferentes tipos de salto e é evidente que os índices de assimetria, tal como já referimos anteriormente, são dependentes da tarefa (Bishop et al., 2017). Com tudo isto e como explicam Hewit et al. (2012) nas suas conclusões, é necessário abordar todos estes números com precaução e tentar minimizar as assimetrias tanto quanto possível.

Para além dos índices de assimetria, sobre os quais acabámos de demonstrar a sua controvérsia, é importante, especialmente relativamente ao treino (apesar de ter também a sua aplicação no processo de readaptação), poder conhecer as correlações existentes entre índices de assimetria e o rendimento das diferentes tarefas avaliadas. Bishop et al. (2019) no seu estudo das jogadoras de futebol, conseguiram correlacionar a maior assimetria de um *drop jump* (DJ) com um rendimento menor no *sprint* de 10 e 30m e o CODS (test 505). Nesta linha, Maloney, Richards, Nixon, Harvey e Fletcher (2017) registaram também uma correlação entre um DJ unilateral e um tempo menor em CODS onde apareciam duas mudanças de direção de 90° (o *test* era realizado quatro vezes para uma direção e outras quatro para a outra, seguidamente contabiliza-se o melhor tempo de cada uma). Por outro lado, existem estudos onde os *tests* realizados não demonstraram correlações. Desta forma, Dos'Santos, Thomas, Jones e Comfort (2017) não demonstraram relação entre as ações de salto e triplo salto em comparação com duas tarefas de COD (teste 505 e outra com mudança de direção de 90°), e Lockie et al (2014) também não conseguiram registar correlações entre um CMJ unilateral, salto horizontal, salto lateral, velocidade e CODS. Todos estes trabalhos nos permitem concluir que a correlação existente entre as assimetrias de diferentes tipos de saltos e o rendimento em diferentes tarefas não está clara, pelo que precisamos de mais estudos neste campo.

Finalmente, neste tema, é muito importante saber selecionar, segundo o que já referimos, as assimetrias dos diferentes *tests* que nos proporcionam informação relevante relativamente ao nosso ambiente desportivo.

1.2.3 O trabalho da força como treino para diminuir os fatores de risco de lesão

Vamos sintetizar este tema em um esquema que nos mostra de que forma os diferentes fatores de risco podem chegar a ser trabalhados através da capacidade de força (figura 9). Vamos poder analisar os fatores neuromusculares que têm risco de lesão segundo o visto no tema anterior e são descritos parâmetros do treino que seriam mais importantes desenvolver em cada caso. Destaca-se o facto de não termos introduzido apenas aspetos relacionados com diferentes manifestações da qualidade da força, pois esta é indivisível das necessidades que habitualmente se manifestam quando se planifica e programa um processo de readaptação pós-lesão ou de melhoria do rendimento desportivo.

Figura 9. Força e fatores de risco de lesão.

Alteração feedforward:

- Reprodução de situações reais
- Variabilidade das tarefas, com predominância de situações próprias de cada papel em uma equipa
- Trabalho de potência máxima e força explosiva perante perturbações

Desequilíbrio extremidade dominante - não dominante:

- Força de orientação diferente (desde a hipertrofia até à força explosiva)
- Controlo neuromuscular
- Coordenação neuromuscular

Fadiga neuromuscular:

- Resistência da força nas suas diferentes expressões, desde a potência máxima à explosividade
- Tarefas de carácter competitivo com fadiga induzida, local e/ou geral

Stiffness muscular fraco:

- Trabalho da força com sobrecarga excêntrica
- Trabalho do ciclo de alongamento - encurtamento
- Resistência da força nas suas diferentes expressões, desde a potência máxima à explosividade

Desequilíbrio agonista - antagonista:

- Força de orientação diferente (desde a hipertrofia até à força explosiva)
- Controlo neuromuscular
- Coordenação neuromuscular

Déficit no controlo da estabilidade de postura:

- Trabalho do equilíbrio
- Introdução de ampla variedade de elementos perceptivos
- Trabalho da força com velocidade de reação

Déficit muscular na estabilização do tronco:

- Força reativa
- Força de orientação diferente (desde a hipertrofia até à força explosiva)
- Equilíbrio
- Controlo neuromuscular

Déficit muscular na estabilização da anca:

- Força reativa
- Força de orientação diferente (desde a hipertrofia até à força explosiva)
- Equilíbrio
- Controlo neuromuscular

Alteração da ativação muscular:

- Força reativa
- Força explosiva
- Coordenação neuromuscular

Alteração da sensibilidade proprioceptiva:

- Trabalho do equilíbrio
- Introdução de perturbações em todas as tarefas
- Controlo neuromuscular

Fonte: elaboração própria.

Referências

- Akuthota, V. e Nadler, S. F.** (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 85 (1), 86-92.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C. e Cugat, R.** (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 705-729.
- Bahr, R. e Holme, I.** (2003). Risk factors for sports injuries-a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine* 37, 384-392.
- Barlett, M. J. e Warren, P. J.** (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *British Journal of Sports Medicine* 36 (2) 132-134.
- Bishop, C., Read, P., Chavda, S. e Turner, A.** (2016). Asymmetries of the lower limb: the calculation conundrum in strength training and conditioning. *Strength & Conditioning Journal*, 38 (6), 27-32.
- Bishop, C., Read, P., McCubbine, J., Turner, A.** (2018). Vertical and Horizontal Asymmetries are Related to Slower Sprinting and Jump Performance in Elite Youth Female Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*; Feb 27
- Bishop, C., Turner, A., Jarvis, P., Chavda, S., Read, P.** (2017). Considerations for Selecting Field-Based Strength and Power Fitness Tests to Measure Asymmetries. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. Set.; 31 (9), 2635-2644.
- Bishop, C., Turner, A., Maloney, S., Lake, J., Loturco, I., Bromley, T., Read, P.** (2019). Drop Jump Asymmetry is Associated with Reduced Sprint and Change-of-Direction Speed Performance in Adult Female Soccer Players. *Sports (Basel)*, janeiro 21, 7(1) .
- Bolgia, L. A., Malone, T. R., Umberger, B. R., Uhl, T. L.** (2011). Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 6, 285-296.
- Bonnard, M., Sirin, A. V., Oddsson, L., Thorstensson, A.** (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience Letters*, 166, 101-105.
- Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., McLean, S.G.** (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 23: 81-92.
- Brockett, C.L., Chapman G. J.** (2016). Biomechanics of the ankle. *Journal of Orthopaedic Trauma*. jun.; 30 (3), 232-238.
- Chappellm J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., Yu, B.** (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*. 33, 1022-1029.
- Cortes, N., Blount, E., Ringleb, S., Onate, J. A.** (2011). Soccer-specific video simulation for improving movement assessment. *Sports Biomechanics*. mar.; 10 (1), 22-34.
- Cos, F., Gómez, A., Guitart, M., Pons, E.** (2015). Muscle Injuries Clinical Guide 3.0. In Futbol Club Barcelona and Aspetar (eds.). *Prevention of Muscle Injuries* (pp.30-41). Barcelona, Cataluña.
- De Luca, C.** (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11 (4): 251-279.

- De Luca C.** (1997). *The use of surface electromyography in biomechanics* [artigo online]. Recolhido de <http://delsys.com/decomp/078.pdf>
- De Ste Croix, M. B., ElNagar, Y. O., Iga, J. James, D., Ayala, F.** (2015). Electromechanical delay of the hamstrings during eccentric muscle actions in males and females: implications for non-contact ACL injuries. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, dez., 25 (6), 901-906.
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Jones, P. A., Comfort, P.** (2018). Assessing Asymmetries in Change of Direction Speed Performance; Application of Change of Direction Deficit. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. jan. 24.
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Jones, P.A., Comfort, P.** (2017). Asymmetries in single and triple hop are not detrimental to change of direction speed. *Journal of Trainology*, 6, 35-41.
- Dvorak, J., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., Peterson, L., Rosch, D., Hodgson, R.** (2000). Risk factor analysis of injuries in football players. Possibilities for a prevention program. *The American Journal of Sports Medicine*, 28 (5 Suppl), 69-74.
- Eils, E. e Rosenbaum, D.** (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, dezembro, 33 (12), 1991-1998.
- Enoka, R. M. y Duchateau, J.** (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*. janeiro, 1, 586(1), 11-23.
- Enoka, R. M. e Stuart, D.G.** (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72 (5), 1631-1648.
- Fernandes, T. L., Pedrinelli, A., Hernandez, A. J.** (2015). Muscle injury - physiopathology, diagnosis, treatment and clinical presentation. *Revista Brasileira de Ortopedia*. dezembro, 8, 46 (3), 247-255.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E, Hewett, T. E.** (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* .; 37: 124-9. 68.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A. e Romero Rodriguez, D.** (2013). Rol del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular durante las actividades deportivas. *Apunts Medicina de l'Esport*, 48 (178): 69-76.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., Montalvo, A. M., Sitjà-Rabert, M., Kiefer, A. W., Myer, G. D.** (2015). Neuromuscular asymmetries in the lower limbs of elite female youth basketball players and the application of the skillful limb model of comparison. *Physical Therapy in Sport*. nov, 16 (4):317-323.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., Romero Rodriguez, D., Montalvo, A. M., Kiefer, A. W., Lloyd. R. S., Myer, G. D.** (2016). Integrative Neuromuscular Training and Injury Prevention in Youth Athletes. Part I: Identifying Risk Factors. *Strength and Conditioning Journal*, 38 (3),36-48.
- Gleeson, N. P., Reilly, T., Mercer, T. H., Rakowski, S., Rees, D.** (1998). Influence of acute endurance activity on leg neuromuscular and musculoskeletal performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (4): 596-608.
- Gómez, A., Roqueta, E., Tarragó, J.R., Seirul-lo, F., Cos, F.** (2019). Training Methodology in Team Sports: Coadyuvant Training at FC Barcelona. *Apunts Educación Física y Deportes*, **ACEPTED. Publicado outubro 2019.**

- Hannah, R., Minshull, C., Smith, S. L., Folland, J. P.** (2014). Longer electromechanical delay impairs hamstrings explosive force versus quadriceps. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46 (5), 963-972.
- Havens, K. L., Sigward, S. M.** (2015). Cutting mechanics: relation to performance and anterior cruciate ligament injury risk. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. abril, 47 (4), 818-824.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S. Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., et al.** (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 492-501.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R.** (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes. Part 1. Mechanisms and risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 34, 299-311.
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., Myer, G. D.** (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 402, 76-94.
- Hewitt, J. K., Cronin, J. B., Hume, P. A.** (2012). Asymmetry in multi-directional jumping tasks. *Physical Therapy in Sport*. nov., 13 (4), 238-242.
- Hsu, A. R., Anderson, R. B.** (2016). Foot and Ankle Injuries in American Football. *American journal of orthopedics* (Belle Mead, N. J). set/out., 45 (6), 358-367.
- Keeley, D. W., Plummer, H. A., Oliver, G. D.** (2011). Predicting asymmetrical lower extremity strength deficits in college-aged men and women using common horizontal and vertical power field tests: a possible screening mechanism. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. jun., 25 (6), 1632-1637.
- Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R. K., y Powers, C. M.** (2016). Hip Muscle Strength Predicts Non- contact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 44 (2), 355-361.
- Kibler, W. B., Press, J., Sciascia, A.** (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36, 189-198.
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K. M., Myklebust, G., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L., Bahr, R.** (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, abril, 44 (4), 874-883.
- Langarika Rocafort, A.** (2014). *Fiabilidade de diferentes pruebas que se utilizan para evaluar el riesgo de lesión del miembro inferior en mujeres deportistas* [tese de doutoramento]. Universidade do País Basco, Vitoria, Espanha.
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., Davis, I. M.** (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 926-934.
- Linek, P., Sikora, D., Wolny, T., Saulicz, E.** (2017). Reliability and number of trials of Y Balance Test in adolescent athletes. *Musculoskeletal Science and Practice*. out., 31, 72-75.
- Lloyd, D. G., Buchanan, T. S., Besier, T. F.** (2005). Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 1939-1947.

LM10HD (26 de maio de 2017). *Lionel Messi 2017 • The Unstoppable Man - Dribbling Skills & Goals HD* [YouTube]. Recolhido de <https://youtu.be/DjSDCnHtdyw>

Lockie, R. G., Callaghan, S. J., Berry, S. P., Cooke, E. R., Jordan, C. A., Luczo, T. M., Jeffriess, M. D. (2014). Relationship between unilateral jumping ability and asymmetry on multidirectional speed in team-sport athletes. *Journal of strength and conditioning research*, 28(12), 3557-3566.

Maloney, S. J., Richards, J., Nixon, D. G., Harvey, L. J., Fletcher, I. M. (2017). Do stiffness and asymmetries predict change of direction performance? *Journal of Sports Sciences*, mar., 35(6), 547-556.

McLean, S. G., Walker, K. B., van den Bogert, A. J. (2005). Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes an integrated analysis of three sports movements. *Journal of Science and Medicine in Sport*, (8) 411-422.

Meinerz, C. M., Malloy, P., Geiser, C. F., Kipp, K. (2015). Anticipatory Effects on Lower Extremity Neuromechanics During a Cutting Task. *Journal of Athletic Training*, set., 50(9), 905-13.

Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., Idoate, F., Myer, G. D. (2013). Rectus femoris muscle injuries in football: a clinically relevant review of mechanisms of injury, risk factors and preventive strategies. *British Journal of Sports Medicine*, abril, 47(6), 359-366.

Morchón, I. (12 de novembro de 2017). *UEO – Villarreal B (per Isaac Morchón)*. Recolhido de <http://www.ueolot.com/2017/11/12/ueo-villarreal-b-per-isaac-morchon/>

Mulligan, E. P. (2001). Evaluation and management of ankle syndesmosis injuries. *Phys Ther S Physical Therapy in Sport*, maio, 12(2), 57-69.

Myer, G. D., Chu, D. A., Brent, J. L., Hewett, T. E. (2008). Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27, 425-448.

Nakagawa, T. H., Moriya, E. T., Maciel, C. D., Serrão, F. V. (2012). Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, janeiro, 42(6), 491-501.

Nigg, B. M. y Herzog, W. (2007) *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. Chichester: Wiley-Blackwell.

Nordin, M. y Frankel, V. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (3ª edição). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Osborne, M. D., Chou, L. S., Laskowski, E. R., Smith, J., Kaufman, K. R. (2001). The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *The American Journal of Sports Medicine*, set-out, 29(5):627-632.

Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American Journal of Sports Medicine*, out., 38(10), 1968-1978.

Riemann, B. L., Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, janeiro, 37(1), 71-79.

- Riemann, B. L., Lephart, S. M.** (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, janeiro, 37(1), 80-84.
- Ristanis, S., Tsepis, E., Giotis, D., Stergiou, N., Cerulli, G., Georgoulis, A. D.** (2009). Electromechanical delay of the knee flexor muscles is impaired after harvesting hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, nov, 37(11), 2179-2186.
- Romero, D. e Tous, J.** (2011). *Prevención de lesiones en el deporte – claves para un rendimiento desportivo óptimo*. Madrid: Panamericana.
- Romero - Rodríguez, D.** (2003). *Análisis biomecánico de la fatiga muscular como etiología de la alteración de la coordinación neuromotriz en jóvenes sedentarios* [tese de doutoramento]. Universidade de Saragoça, Faculdade, Saragoça, Espanha.
- Romero-Rodríguez, D.** (2018). Documento de apuntes del Máster de Readaptación a la Actividad Física y la Competición Deportiva. *EUSES* (Universidade de Girona), I, 65-98.
- Sheth, P., Yu, B., Laskowski, E. R., An, K. N.** (1997). Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *The American Journal of Sports Medicine*, julho - agosto, 25 (4), 538-543.
- Shimokochi, Y. e Shultz, S.** (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 43 (4): 396-408.
- Solomonow, M., Krogsgaard, M.** (2001). Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, abril, 11(2), 64-80.
- Stock, M. S., Olinghouse, K. D., Mota, J. A., Drusch, A. S., Thompson, B. J.** (2016). Muscle group specific changes in the electromechanical delay following short-term resistance training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, set., 19(9), 761-765.
- Thacker, S. B., Stroup, D. F., Branche, C. M., Gilchrist, J., Goodman, R. A., Porter Kelling, E.** (2003). Prevention of knee injuries in sports. A systematic review of the literature. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43 (2): 165-179.
- Tol, J. L., Slim, E., van Soest, A. J., van Dijk, C. N.** (2002). The relationship of the kicking action in soccer and anterior ankle impingement syndrome. A biomechanical analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 30 (1), 45-50.
- Tropp, H., Ekstrand, J., Gillquist, J.** (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 16 (#edição), 64-66. 92.
- Watson, A. W.** (2002). Sports injuries related to flexibility, posture, acceleration, clinical defects, and previous injury, in high-level players of body contact sports. *International Journal of Sports Medicine*, 22 (3), 222-225.
- Winter, D. A.** (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. 3ª edição. Nova Iorque: John Wiley & Sons, Inc.
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., Hodson, A.** (2004). Football Association Medical Research Programme. *British Journal of Sports Medicine*, 38 (1): 36-41.
- Yu, B., Lin, C. F., Garrett, W. E.** (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a top-jump task. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). mar., 21(3):297-305.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., Cholewicki, J.** (2008). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 35 (7), 1123-1130.