

BIOMECÂNICA DO DESPORTO

3 G

1. INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA
2. DAS LEIS DO MOVIMENTO DE NEWTON E DAS INTERPRETAÇÕES DE EULER À ANÁLISE DA TÉCNICA DESPORTIVA
3. A BIOMECÂNICA NA AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO DESPORTIVO

João Paulo Vilas-Boas

O autor agradece publicamente ao Prof. Doutor Leandro Machado pela revisão, correção e sugestões que realizou sobre o manuscrito original.

IPDJ_2021_V1.0

BIOMECÂNICA DO DESPORTO

João Paulo Vilas-Boas

Índice


CAPÍTULO I.

NOTA PRÉVIA	3
OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM	5
RESUMO	5
1. INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA	6
1.1. A BIOMECÂNICA, AS CIÊNCIAS E AS CIÊNCIAS DO DESPORTO	6
1.2. OBJETO DE ESTUDO DA BIOMECÂNICA	10
1.3. OBJETIVOS DA BIOMECÂNICA DO DESPORTO	12
PONTOS-CHAVE DA SUBUNIDADE	13
SINOPSE DA UNIDADE CURRICULAR	97
AUTO VERIFICAÇÃO DOS CONHECIMENTOS	98
RECOMENDAÇÕES DE LEITURA	99
GLOSSÁRIO	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	111

- 1. INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA
- 2. DAS LEIS DO MOVIMENTO DE NEWTON E DAS INTERPRETAÇÕES DE EULER À ANÁLISE DA TÉCNICA DESPORTIVA
- 3. A BIOMECÂNICA NA AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO DESPORTIVO



NOTA PRÉVIA



A formação de treinadores desportivos é decisiva para o progresso do desporto nacional. Não basta, naturalmente, dispormos de talentos que se disponham a treinar de forma a atingir a excelência, nem tão pouco dispormos das condições de trabalho necessárias (infraestruturas, apoios e condições de prática); é igualmente necessário que o quadro de atividades solicitadas quotidianamente aos praticantes responda às suas efetivas necessidades de evolução desportiva com vista ao mais elevado nível de rendimento. Isto é, é necessário que a orientação técnica e a prescrição das tarefas de preparação desportiva a que estão sujeitos os praticantes sejam as mais acertadas, o que implica uma muito adequada formação dos profissionais responsáveis por esta orientação desportiva e prescrição das tarefas de preparação: os treinadores. O Programa Nacional de Formação de Treinadores, agora revisto pelo IPDJ, IP veio exatamente neste sentido, procurando dotar estes agentes desportivos, decisivos para a evolução dos praticantes, dos conhecimentos e competências imprescindíveis ao sucesso da sua tarefa. A aquisição destes conheci-

mentos e competências pode ser conseguida por duas vias claramente identificadas: a via da formação técnica e a via da formação universitária. São efetivamente vias distintas, com ênfases diversas em tempos diferentes; mas são vias paralelas e porventura complementares, que vêm garantindo a condução dos praticantes até ao êxito desportivo. Porventura uma começará por ser mais escorada na formação teórica – nos saberes – e outra na formação prática – nos “saber fazer” –, mas ambas deverão convergir para a formação integral do domínio de competências do treinador, seja no quadro dos “saberes”, dos “saber fazer” e dos “saber ser”, que determinam a sua capacidade de intervenção.

De entre as disciplinas exigidas para a formação de competências do treinador ao longo da formação técnica surge agora no Nível 3, a biomecânica. Esta unidade curricular deve contribuir para a formação do treinador num eixo de competências claramente identificado: o da observação, avaliação, análise e otimização da técnica desportiva e da ação motora em

contexto de preparação e realização desportivas. Em diferentes momentos da formação específica, os treinadores serão confrontados com critérios de êxito para o desenvolvimento da técnica desportiva dos praticantes e também da técnica envolvida nos processos de treino (treino de força, por exemplo). Serão assim capazes de perceber o que estará melhor ou pior no movimento executado pelos praticantes a seu cargo. A biomecânica, na formação geral, procurará, entretanto, dotá-los das ferramentas conceituais fundamentais para que percebam as razões subjacentes àquele entendimento, para que melhor planeiem soluções de avaliação otimizada, mas também para que estejam melhor preparados para assimilar a formação específica em torno destas questões.

Claro que perspetivamos a matéria no domínio da avaliação quantitativa, marcadamente objetiva, da técnica e da ação motora, porque é dessa que efetivamente carece o praticante e o treinador para destrinçarem e fazerem progredir o detalhe da execução. Mas atenção: é importante notar que, entendendo-se

NOTA PRÉVIA

esta avaliação quantitativa, entendem-se também melhor os argumentos mais qualitativos que quantas vezes parecem poder ser os únicos a sustentar a tomada de decisões do treinador.

Em contexto académico, a biomecânica é uma disciplina consagrada nos programas de formação graduada e pós-graduada em ciências do desporto. A sua forte fundamentação físico-matemática, porém, tem muitas vezes determinado o seu relativo afastamento dos programas de formação técnico-desportiva de treinadores. No quadro deste programa de formação nacional de treinadores desportivos, tentaremos suavizar o aparente nível de abstração muito elevado característico da disciplina e tentaremos torná-la tão obviamente imprescindível quanto efetivamente é para a formação do quadro concetual de referências do treinador de elite. Este gere, corrige, adapta e otimiza o movimento desportivo; tem de saber que regras o regem, que fatores o constroem e como é que se analisa e estuda em detalhe. Especialmente o treinador de Nível 3!

Procuraremos estruturá-la de forma integrada e generalista, de tal modo que sirva a formação dos treinadores das mais diferentes modalidades desportivas. Depois, é esperado que cada modalidade, no quadro da formação específica que proporciona, desenvolva os conteúdos que lhe são próprios, para que o perfil de formação do técnico seja a um tempo articulado com os demais, de outras modalidades desportivas, mas também suficientemente pragmático para consubstanciar o desenvolvimento efetivo do quadro de conhecimentos realmente determinante da sua competência na modalidade que elegeu.

Para a formação biomecânica geral, comum a todos os treinadores desportivos formados na via da formação técnico-desportiva, a carga horária atribuída à disciplina é de 8 (oito) horas teóricas. Neste tão breve período de contacto procurar-se-á esclarecer o formador da natureza, enquadramento e importância da biomecânica para a sua formação. Procurar-se-á igualmente sensibilizá-lo para a construção de programas de avaliação e aconselhamento biomecânico do treino, ao mesmo

tempo que se sublinhará a necessidade de perceber a (qualidade da) realização do movimento desportivo em referência ao suporte bioenergético limitado que a suporta, levando ao entendimento de que um gesto melhor e mais eficiente garantirá uma maior rentabilização dos recursos bioenergéticos disponíveis em determinado contexto de realização e, por isso, um aumentado potencial de performance desportivo-motora.

João Paulo Vilas-Boas



OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM

São três os grandes objetivos da unidade curricular “Biomecânica do Desporto”:

- Definir e enquadrar a biomecânica no contexto das ciências do desporto
- Sistematizar o conjunto de conhecimentos elementares para o entendimento dos fatores determinantes da produção e otimização do equilíbrio e do movimento em desporto e, por isso, também da carga de treino
- Descrever e analisar o conjunto de instrumentos e métodos disponíveis para avaliar os equilíbrios e os movimentos no desporto e para caracterizar a carga de treino.



RESUMO

A unidade curricular “Biomecânica do Desporto” está dividida em três partes, cada uma associada a cada um dos objetivos que procura atingir. Na primeira parte procurar-se-á esclarecer o que se entende por biomecânica (o seu enquadramento pelas ciências básicas e os seus objetivos) e a sua importância para o treino desportivo no âmbito das ciências do desporto, muito em particular no que respeita à otimização da técnica desportiva, dos materiais desportivos e equipamentos e à profilaxia de lesões. Na segunda parte serão abordados os fundamentos do movimento e da ausência de movimento ou de variação no movimento (equilíbrio) – entendam-se como constituintes fundamentais da técnica –, tornando possível a compreensão das razões que os sustentam, que os viabilizam e que, portanto, concorrem para a sua otimização. Neste contexto, a formação foca-se sobretudo na

estrutura conceptual do treinador, que subjaz aos processos de conceção e avaliação do treino e da resposta do praticante. Finalmente, na terceira parte, analisar-se-ão os principais meios e métodos de intervenção biomecânica que permitem avaliar os movimentos e os equilíbrios dos desportistas e, portanto, sustentar objetivamente os processos de controlo e avaliação do treino e da capacidade de rendimento do praticante e o respetivo aconselhamento desportivo em treino e em competição.



1. INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA



Nesta subunidade curricular vamos procurar:

- Definir biomecânica
- Mostrar como se articula com outras ciências, como a biofísica, a biologia e a física
- Definir o seu objeto de estudo
- Enunciar os seus objetivos
- Sublinhar a sua especificidade
- Evidenciar a sua importância no domínio das ciências do desporto



Objetivos de aprendizagem:

- Saber explicar o que é a biomecânica e como é que ela se articula com a física e com a biologia.
- Saber explicar o que pretende a biomecânica, qual o quadro de problemas que estuda e destacar porque é que se trata de um quadro de problemas específicos.
- Saber justificar a importância do estudo da biomecânica no contexto das ciências do desporto, sublinhando a sua importância para a formação de treinadores.

1.1. A biomecânica, as ciências e as ciências do desporto

A palavra biomecânica é uma palavra composta:

Bio + Mecânica

Sugere, pela sua morfologia, que se trata de um domínio onde se cruzam as esferas da biologia e da mecânica; a primeira enquanto ciência consagrada ao estudo da vida e a segunda como um território tradicional da física. Pode dizer-se, portanto, que a biomecânica é um subdomínio da biofísica:

Bio + Física

A **biologia** é a ciência que estuda os seres vivos (do grego: *bios* = vida e *logos* = estudo). Debruça-se sobre o funcionamento dos organismos desde uma escala molecular, subcelular, até ao nível populacional, bem como a interação da vida com o seu ambiente envolvente (físico-químico). Os seus ramos são múltiplos e em permanente multiplicação à medida que o conhecimento progride. A zoologia e a botânica são talvez dos mais clássicos, reportando-se ao estudo dos animais e das plantas, respetivamente. Mas há outros... E em todos há biomecânica!

Por seu lado, a **física** é talvez, de todas as ciências contemporâneas, a que assume um escopo mais vasto; a *physis* é a ciência da natureza (do grego antigo, *physis* = natureza),

portanto de tudo que seja natural. Inevitavelmente cruza-se, por isso, também com a biologia na já referida biofísica. Contempla o estudo da matéria e da energia.

A amplitude do objeto da física levou a que tenha sido designada por “filosofia natural” até à revolução científica, no séc. XVI (com Galileu Galilei, 1564-1642), onde se consagrou como ciência única e autónoma. Esta abrangência levou a que a física se aplicasse a múltiplos domínios do conhecimento, mas caracteriza-se ainda hoje por divisões historicamente fundamentais, entre elas a **mecânica** (o estudo do movimento e das suas causas), a **termodinâmica** (o estudo dos fluxos da energia) e o **eletromagnetismo** (que estuda a eletricidade e o magnetismo).

A **mecânica** é a área da física consagrada ao estudo do movimento (e da sua ausência). A mecânica clássica deve-se sobretudo a Sir Isaac Newton (1642-1727), que formulou as Três Leis do Movimento (Figura 1). A mecânica descreve o movimento (enquanto variação da posição de um corpo no espaço entre dois instantes do tempo) e analisa as suas causas. A entidade que constitui **causa** de um movimento (ou da sua ausência) designa-se por força. **Força** é a entidade que pode alterar o estado de repouso ou de movimento de um corpo, ou de deformá-lo (a forma do corpo caracteriza também o seu estado). Em mecânica considera-se, portanto,



também o estudo das **deformações** dos corpos como uma expressão particular do efeito das forças. Neste quadro a terceira lei de Newton (Lei da ação/reacção) é fundamental ao referir a força como a expressão da relação física entre dois corpos, bem assim como a segunda lei, que define força pela relação fundamental da dinâmica:

$$F = m \cdot a$$

onde **m** é a massa do corpo sujeito à ação da força **F** e **a** a aceleração (taxa de variação da velocidade no tempo, ou seja, a taxa de variação do seu estado de repouso ou de movimento) a que fica sujeito.

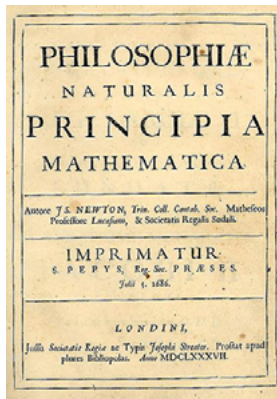


FIGURA 1 - Capa da grande obra de Isaac Newton (1642-1727), “Princípios Matemáticos da Filosofia Natural” (1687), onde o autor estabelece os princípios fundamentais da mecânica clássica.

Os seres vivos, como os desportistas e os seus companheiros de cruzada no desporto, como por exemplo os cavalos, são entidades biológicas e por isso sujeitos a particularidades mecânicas (diga-se: biomecânicas) decorrentes da sua natureza. Normalmente, os desportistas sujeitam-se a **forças externas** (produzidas por terceiros ou pelo restante envolvimento que rodeia o desportista em reacção às suas próprias ações) e produzem forças internas, maioritariamente através dos órgãos responsáveis pela produção de forças: os **músculos**. Mais: podem fazê-lo de formas diversas para atingir o mesmo fim, dada a sua natural redundância (temos normalmente diferentes soluções de produção de força para resolver um mesmo problema motor, por exemplo usando diferentes músculos, daí a necessidade de **otimização do movimento**).

Ora, **o estudo das forças que são produzidas pelos sistemas biológicos e daquelas a que eles se sujeitam, bem como o estudo dos seus efeitos, constitui o objeto da biomecânica.**



OBJETO DE ESTUDO

O objeto de estudo da biomecânica são as forças produzidas pelos sistemas biológicos e as demais a que estes se sujeitam, bem como os seus efeitos (movimentos acelerados e equilíbrios, deformações e estímulos fisiológicos).

Estamos agora em condições de definir biomecânica! Se relembrarmos o nosso exercício inicial de decomposição morfológica da palavra em “bio” + “mecânica”, biomecânica consistirá no **estudo do movimento** (mecânica) dos seres vivos (entidades “bio”lógicas), das deformações a que se sujeitam, das suas causas (as forças) e dos estímulos fisiológicos em que as forças se constituem. Poderemos também dizer que consiste no estudo das forças produzidas pelos seres vivos (internas) e pelas forças externas que atuam sobre eles, assim como dos seus **efeitos** (movimentos, ausências de movimento, deformações e efeitos fisiológicos).



DEFINIÇÃO:

A biomecânica é a área da biofísica (a disciplina que traduz o olhar da física sobre os sistemas biológicos) que se dedica ao estudo dos seres vivos, ou sistemas biológicos, com base nos princípios, leis, meios e métodos da mecânica.





Alguns sugerem que a biomecânica consiste no estudo dos seres vivos através da física. **NÃO É VERDADE!**

Tente agora explicar porquê! Já dispõe dos argumentos necessários para o fazer.



RESPOSTA:

O estudo da biologia através da física é o território da biofísica, disciplina emergente de um espaço de interciências (física e biologia), que inclui a biomecânica. O estudo dos fenómenos elétricos em ambiente biológico é objeto da bioeletricidade, como é o caso da eletrocardiografia (estudo da atividade elétrica do coração), da eletroencefalografia (estudo da atividade elétrica do cérebro), ou da eletromiografia – EMG (estudo da atividade elétrica dos músculos e dos respetivos elementos estimuladores, os motoneurónios). Da mesma forma, o estudo da acústica ou da ótica biológicas, são outros espaços da biofísica que não da biomecânica.

Força e massa (ou peso, quando a massa é multiplicada pela aceleração da **gravidade**, transformando-se numa força que atrai os corpos para o centro da Terra) são propriedades ou características e capacidades do desportista, normalmente reconhecidas pelo treinador e muitas vezes preocupantes. Efetivamente os treinadores referem-se muitas vezes a situações de “peso excessivo”, ou de “falta de força” dos seus atletas e ocupam-se aturadamente com o treino da sua capacidade para produzir força através da contração muscular e de a fazer perdurar no tempo (resistência). Preocupam-se também com a capacidade do desportista se deslocar rapidamente de um lugar para o outro em qualquer terreno de prática, no que se habituaram a designar por “velocidade”. De facto a capacidade de um desportista para se deslocar mais ou menos velozmente de um ponto para outro consubstancia a sua habilidade para mudar de posição num dado intervalo de tempo (velocidade), habilidade que é conseguida através da sua capacidade de aceleração (variação da velocidade por unidade de tempo), que, por sua vez, é função direta da força que consegue desenvolver e função inversa da sua massa (relativa ao quilograma-padrão), normalmente associada ao peso do sujeito ($P = m \cdot g$, onde g mede a aceleração da gravidade):

De facto, quando um corredor de 100 m planos olha o **tempo** no quadro eletrónico à chegada de uma prova verifica que correu a uma **velocidade** média superior à de todos os seus adversários a **distância** de prova; quando o saltador em comprimento verifica que conseguiu alcançar uma **distância** de salto superior ao seu anterior recorde, ou quando o halterofilista constata que não consegue levantar uma dada **massa** (convertida em peso – uma força) por não ter sido capaz de desenvolver **força** suficiente, **estamos sempre a falar de variáveis biomecânicas**. Precisaremos de mais algum argumento para justificar o seu estudo no quadro da formação de técnicos desportivos?



tudo biomecânica!





Em espaço desportivo, a biomecânica, habitualmente referida como **biomecânica do desporto**, preocupa-se então com o estudo das forças em presença e dos seus efeitos nos espaços de realização desportiva, seja em treino, seja em competição, seja perspetivando as razões de uma lesão, ou os cuidados a ter para as evitar, seja ainda estudando os equipamentos e os materiais à disposição ou utilizados pelos praticantes.

As **forças** são as entidades mecânicas que dão origem a movimentos, normalmente produzidas em ambiente biológico, como referido, pela atividade muscular. Os movimentos, nomeadamente os complexos movimentos intersegmentares humanos em ambiente desportivo, constituem o que habitualmente se designa por **técnica desportiva**; isto é, o complexo de ações segmentares que têm por objetivo fazer deslocar o próprio corpo, ou um corpo ou engenho terceiros, de forma a permitir a concretização do objetivo da atividade desportiva.

Em síntese, **no desporto perseguem-se objetivos através de movimentos intersegmentares, do corpo todo e de engenhos ou corpos terceiros, que são originados por forças (internas e externas). Todos são objeto de estudo da biomecânica.**

Estando o desporto essencialmente baseado no movimento – o movimento desportivo, especialmente a técnica – **a biomecânica tem de ser entendida como uma disciplina nuclear, já que é ela a primeira a quem deve ser reclamado o estudo da essência do próprio movimento.**

Entretanto, as forças, nomeadamente as produzidas pela contração muscular, decorrem de fenómenos internos de transformação de energia química em energia mecânica. A energia química disponibilizada para a realização de trabalho muscular resulta do metabolismo dos nutrientes e é objeto de estudo da **bioquímica** e da **fisiologia do exercício**, áreas que, em **biofísica do desporto** e em articulação recíproca, preenchem o espaço normalmente designado por **bioenergética**.

Quando no desporto nos preocupamos com as questões relativas à disponibilização de energia para o trabalho biológico, ou com as limitações desta que constroem a manutenção de determinada intensidade de exercício, confrontamo-nos com parte das questões assumidamente “condicionais” do rendimento desportivo; quando, por outro lado, nos ocupamos com a forma como essa energia é utilizada no

decurso do movimento desportivo, dando origem ao encadeado de movimentos intersegmentares que designamos por técnica desportiva, confrontamo-nos com a parte das questões eminentemente biomecânicas e coordenativas do rendimento desportivo.

! A biomecânica é, por isso, imprescindível, para o entendimento da resposta fisiológica ao exercício.



Um dos exemplos mais eloquentes a este respeito prende-se com a interpretação da resposta ao treino da curva lactatemia/velocidade. Um desvio da curva para a direita e para baixo traduz uma menor produção e acumulação de lactato para a mesma velocidade de deslocamento (marcha, corrida, nado, ...),

o que poderia ser interpretado, numa perspetiva estritamente fisiológica, como um aumento da capacidade oxidativa dos músculos ativos. A resposta, porém, pode ser muito mais trivial ou, tão simplesmente, pode situar-se noutra esfera de fenómenos e conhecimentos associados; a curva pode ter-se deslocado para a direita e/ou para baixo apenas porque o custo energético da tarefa foi diminuindo, seja porque a eficiência com que as forças propulsivas são produzidas aumentou, seja porque foram reduzidas as forças opostas ao movimento. Efetivamente, a curva lactatemia/velocidade pode deslocar-se para a direita e para baixo, seja por indução fisiológica e bioquímica, seja por causa biomecânica, sendo imprescindível reunir competências nos dois domínios para mais convenientemente interpretar o movimento desportivo e as transformações das suas características distintivas ao longo do tempo. É difícil entender-se o desporto sem se perceber o movimento desportivo e este não se conhece em profundidade sem a análise biomecânica.



1.2. Objeto de estudo da biomecânica

Como salientámos no ponto anterior, o OBJETO de estudo da biomecânica pode ser definido da seguinte forma:



OBJETO DE ESTUDO

O objeto de estudo da biomecânica são as forças produzidas pelos sistemas biológicos e as demais a que estes se sujeitam, bem como os seus efeitos (movimentos acelerados e equilíbrios, deformações e estímulos fisiológicos).

////////////////////////////////////
Constituem, portanto, objeto de estudo da biomecânica todas as forças produzidas pelos sistemas biológicos, como, por exemplo:

- A força muscular.
- A força de contacto e de impacto exercidas por um sistema biológico sobre outro ou sobre um sistema não biológico.
- As tensões de compressão, torção e cisalhamento a que sujeitam as estruturas ósseas.
- As forças (tensões) osmóticas.
- As forças exercidas por fluidos (ar, sangue, linfa, etc.).

////////////////////////////////////
Constituem também objeto de estudo da biomecânica as consequências da ação dessas forças:

- As deformações provocadas por/nos tecidos e materiais.
- Os movimentos produzidos pela sua ação.
- Os equilíbrios provocados.
- Os efeitos fisiológicos induzidos (crescimento e remodelação óssea, hipertrofia muscular, plasticidade ligamentar e tendinosa, etc.).

////////////////////////////////////

Naturalmente que para além das forças em si mesmas, constituirá objeto de estudo da biomecânica a forma **como essas forças são produzidas**, para além da forma como as mesmas são **distribuídas, atenuadas** ou **compensadas**. O mecanismo da contração muscular e da transformação de energia química (dos substratos energéticos) em energia contráctil (mecânica) constituem, portanto, importantes domínios do conhecimento biomecânico. Dirão alguns que constituem igualmente importantes domínios do conhecimento da fisiologia muscular; é verdade! Aqui estamos perante mais uma fronteira epistemológica, mais um espaço de tangência entre ciências, neste caso entre ciências relevantes para o entendimento da *performance* desportiva: as **ciências do desporto**.

A **distribuição** e a **atenuação** das forças a que se sujeita o sistema biomecânico são, também, objeto de estudo desta disciplina científica. Entre os mecanismos que o proporcionam podemos destacar as interfaces com a envolvente, como por exemplo o calçado do maratonista, o piso do pavilhão desportivo ou da pista de atletismo, o tipo de relva do campo de futebol, os fatos de banho de competição ou as estafas do

ginasta, etc. É verdade que estes “mecanismos” e os respetivos efeitos sobre o sistema biomecânico são, também, objeto de estudo da nossa disciplina. Dirão alguns que são também preocupações da engenharia e da bioengenharia. Mais uma vez estamos de acordo! E mais uma vez estamos perante um espaço de interciências, um espaço de inter e de transdisciplinaridade característico da epistemologia contemporânea (a área do conhecimento que estuda o conhecimento!); um espaço recorrente nas áreas de aplicação do conhecimento, como é o caso do desporto.

Já que falamos de epistemologia e de conhecimento, é interessante lembrar que aquela distingue crenças e conhecimento. No seu contexto, o conhecimento reporta-se ao conjunto de crenças verdadeiras e justificadas. Outras há que sendo verdadeiras não foram ainda justificadas e outras que não são verdadeiras de todo. Outros domínios da verdade não são ainda sequer conhecidos, nem suspeitados sob a forma de crenças não verificadas. O desporto é um espaço também de crenças e de conhecimento; de crenças falsas e de crenças verdadeiras, algumas das quais já verificadas. É destas últimas que esperamos tratar na biomecânica. Em alguns casos, estamos certos, apenas traremos à evidência a justificação de crenças que o treinador já possuía, mas não saberia justificar, outras vezes traremos novas convicções já fundamentadas.



1.3. Objetivos da biomecânica do desporto

Os objetivos da biomecânica do desporto confundem-se com os de todas as demais áreas de aplicação da biomecânica. Desenvolvem-se fundamentalmente em torno da **técnica** desportiva (do movimento desportivo, que se estende também ao estudo do movimento do “corpo todo” no desporto), mas não se esgotam aí. Estendem-se aos **equipamentos e materiais desportivos** e à **prevenção das lesões** desportivas. A respetiva terapêutica será, depois, objeto da biomecânica clínica.



////////////////////////////////////

Em primeiro lugar é objetivo da biomecânica do desporto **descrever** o movimento desportivo, respondendo fundamentalmente a questões tais como:

- Como é o movimento? Como o realiza o campeão? E o principiante?
- Como se altera com a aprendizagem e com o treino?
- Como se altera com a fadiga?
- Como é que essa alteração varia, por sua vez, com o treino?
- Como tudo varia com as condições de prática? Com os adversários? Com os equipamentos? Com os materiais?

////////////////////////////////////

Depois desta fase mais elementar da investigação biomecânica, a ciência progride para a interpretação e explicação (do que foi antes descrito, observado), de tal forma que possam ser obtidos nexos de causalidade que expliquem a tipologia dos movimentos. Pergunta-se, então:

////////////////////////////////////

- Porque é que o movimento é assim e não de outra forma?
- Porque se altera neste sentido e não noutro?
- Quais os mecanismos inibidores, determinados pela fadiga, por exemplo, que determinam o condicionamento observado?
- Como variam esses com o treino?
- Como variam também com as condições de prática? Com os adversários? Com os equipamentos? Com os materiais?

////////////////////////////////////

Conhecendo-se a “causa das coisas” torna-se então possível passarmos à etapa da criação de modelos (**modelação**) que substituam satisfatoriamente as condições reais de execução – normalmente numéricos, computacionais, mas também experimentais – que permitam, depois, a **simulação** de novas soluções de execução motora nas mais variadas condições de prática. A simulação consiste na realização virtual – ou, pelo menos, “substitutiva” – de práticas ainda não concretizadas para se aferir da sua exequibilidade e, sobretudo, das exigências que impõem.

Conseguindo-se um modelo suficientemente completo e aderente à realidade, torna-se então possível impor-lhe novos constrangimentos e exigências, novas condições de prática e novas competências, para que se possa estudar a resposta do(s) sujeito(s) sem efetivamente o(s) obrigar a passar pela necessidade de a ensaiar sem que estejam reunidas as necessárias condições de segurança e de êxito – a simulação.

E simulamos para quê?

Simulamos para transformar o movimento desportivo em ordem à sua otimização; para que o possamos tornar mais propenso ao êxito, à concretização eficaz do objetivo da modalidade desportiva, em observância do...

...PRINCÍPIO DA ENERGIA MÍNIMA: a minimização do custo energético da tarefa sem comprometimento da sua eficácia, de forma a preservar as reservas energéticas limitadas de que o desportista dispõe para tentar novos cometimentos.





 **Pontos-chave
da subunidade**

1. A biomecânica é uma subdisciplina da biofísica, por natureza interdisciplinar, onde se cruzam a biologia (a ciência que estuda os organismos vivos) e a mecânica (ramo da física que estuda as condições de movimento e de ausência de movimento dos corpos ou partículas).
2. O objeto de estudo da biomecânica são as forças produzidas pelos sistemas biológicos e as demais a que estes se sujeitam, bem como os seus efeitos (movimentos acelerados e equilíbrios, deformações e estímulos fisiológicos).
3. Os objetivos da biomecânica são descrever, interpretar, explicar, modelar e simular e otimizar o movimento (e a ausência de movimento) e as deformações dos corpos mediante a ação de forças.
4. Quanto menor o custo energético de um movimento, mais otimizado ele se encontrará.



BIOMECÂNICA DO DESPORTO

João Paulo Vilas-Boas

Índice

CAPÍTULO II.

2. DAS LEIS DO MOVIMENTO DE NEWTON E DAS INTERPRETAÇÕES DE EULER À ANÁLISE DA TÉCNICA DESPORTIVA	15
2.1. CINEMÁTICA, ESTÁTICA E DINÂMICA	17
2.2. PROJÉTEIS	42
2.3. ATRITO	46
2.4. TRABALHO, ENERGIA, POTÊNCIA E EFICIÊNCIA	49
PONTOS-CHAVE DA SUBUNIDADE	55
SINOPSE DA UNIDADE CURRICULAR	97
AUTO VERIFICAÇÃO DOS CONHECIMENTOS	98
RECOMENDAÇÕES DE LEITURA	99
GLOSSÁRIO	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	111

1. INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA
2. DAS LEIS DO MOVIMENTO DE NEWTON E DAS INTERPRETAÇÕES DE EULER À ANÁLISE DA TÉCNICA DESPORTIVA
3. A BIOMECÂNICA NA AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO DESPORTIVO



2.

DAS LEIS DO MOVIMENTO DE NEWTON E DAS INTERPRETAÇÕES DE EULER À ANÁLISE DA TÉCNICA DESPORTIVA



Nesta subunidade curricular vamos procurar:

- Destacar a importância das leis do movimento de Newton para o entendimento do movimento em geral e do movimento desportivo em particular.
- Classificar os domínios de intervenção da mecânica (estática, cinemática e dinâmica).
- Classificar os tipos de movimento e os tipos particulares de movimento humano.
- Analisar o caso particular do lançamento de projéteis.
- Analisar o caso particular da queda de graves.
- Aprofundar o estudo das leis do movimento de Newton e as suas consequências para o estudo do movimento desportivo.
- Conhecer a força de atrito.
- Definir e relacionar trabalho, energia, potência e eficiência.



Objetivos de aprendizagem:

Os formandos, no final desta subunidade curricular, devem:

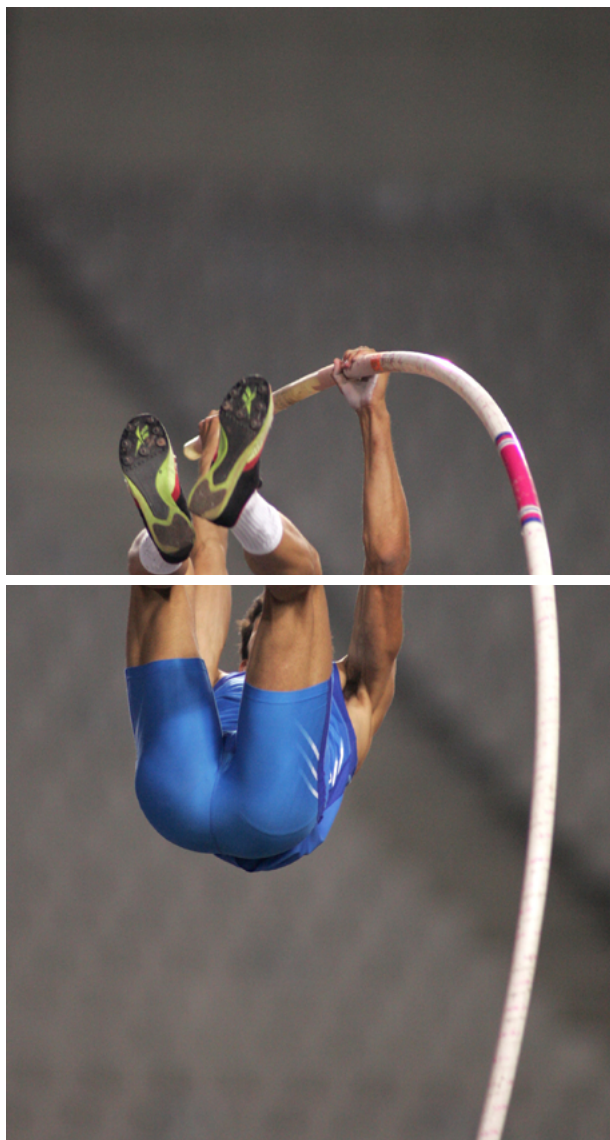
- Saber distinguir um movimento de translação de um movimento de rotação.
- Saber definir um referencial de movimento e descrever um movimento num referencial cartesiano, considerando eixos e planos.
- Saber reconhecer os graus de liberdade de movimento de um corpo.
- Saber classificar os movimentos anatómicos com referência aos eixos e planos.

>>



- Saber relacionar as variáveis tempo, posição, deslocamento, velocidade e aceleração.
- Saber distinguir cinemática, cinética, estática e dinâmica.
- Saber definir força e relacionar força e alteração do estado de repouso ou de movimento de um corpo.
- Saber definir aceleração e massa.
- Saber definir inércia e especificá-la nas translações e rotações.
- Saber explicar a reciprocidade da aplicação de forças.
- Saber enunciar as condições fundamentais do equilíbrio.
- Saber definir alavanca e distinguir os diferentes tipos.
- Saber explicar a vantagem da roldana.
- Saber explicar a vantagem do plano inclinado.
- Saber relacionar força, impulso e quantidade de movimento ou momento linear.
- Saber explicar a conservação do momento linear e angular e distinguir mecânica linear e angular.
- Saber explicar a mecânica do “corpo partícula” através do conceito de “centro de massa”.
- Saber explicar a Lei da Gravitação Universal e a trajetória de um projétil e de um grave em queda.
- Saber explicar a interação entre duas superfícies através do conceito de força de atrito.
- Saber distinguir atrito estático e dinâmico.
- Saber relacionar trabalho e energia.
- Saber explicar os conceitos de potência, dispêndio energético e eficiência.
- Saber distinguir diferentes tipos de energia.

>>



Já vimos antes que as **forças** são as entidades mecânicas responsáveis pela alteração do estado de repouso ou de movimento de um corpo de determinada **massa**. Quer isto dizer que, conhecendo-se as condições de partida (o movimento inicial, ou a observância de condições de repouso – ausência de movimento), através do conhecimento da resultante de todas as forças aplicadas ao sistema será possível prever quais as respetivas repercussões mecânicas (alterações produzidas no estado de repouso ou de movimento do corpo considerado). Isto é verdade desde que se conheçam também as **características dos corpos que se opõem à ação das referidas forças: as características inerciais** ou, tão simplesmente, a **inércia** desses corpos, maioritariamente determinada pela massa do sistema biomecânico em presença.

As relações entre força resultante (F_R), massa (m) e aceleração (a – quantifica a alteração do estado de repouso ou de movimento de um corpo) foram inicialmente estabelecidas por Sir Isaac Newton e constituem a relação fundamental da dinâmica (segunda lei do movimento) a que já nos referimos:

$$F_R = m \cdot a$$

Na expressão anterior podemos perceber que uma dada entidade mecânica – a força F_R –, altera o estado de repouso ou de movimento – acelera (a) – o corpo de massa m . O efeito mecânico, a aceleração (a), ou alteração do estado de repouso ou de movimento do corpo, será na direção e sentido da força resultante (F_R) e será tanto maior quanto mais intensa for a força e quanto menos importante for a massa (m) – a inércia – do corpo em questão.

////////////////////////////////////

Do que acabou de ser dito, entende-se que se poderá distinguir:

- Casos em que nenhuma força atue sobre o corpo, ou em que todas se compensem entre si, apresentando uma resultante nula, não alterando o estado de repouso ou de movimento do corpo.
- Casos onde a força resultante aplicada é diferente de zero e que, por isso, alteram o estado de repouso ou de movimento do corpo.

////////////////////////////////////

O primeiro caso é objeto de estudo do domínio da mecânica que se designa por **ESTÁTICA**. O segundo é objeto de estudo da **DINÂMICA**. Por sua vez, a “forma” do movimento (trajetória, deslocamento, velocidade e aceleração), são objeto de estudo da **CINEMÁTICA**.



2.1. Cinemática, Estática e Dinâmica

Como vimos antes, as leis da mecânica clássica formuladas por Newton relacionam variáveis como:

- ▶ TEMPO
- ▶ POSIÇÃO
- ▶ DESLOCAMENTO
- ▶ VELOCIDADE
- ▶ ACELERAÇÃO
- ▶ FORÇA



Das seis variáveis antes enunciadas, as cinco primeiras reportam-se ao movimento em si, enquanto a sexta se refere à causa do movimento, ou melhor, à causa da variação ou ausência de variação do estado de repouso ou de movimento.

Quando a mecânica considera o movimento por si só, quando descreve a variação da posição de um ponto, de um segmento, ou de um corpo entre instantes diferentes do tempo diz-se que a abordagem mecânica é **CINEMÁTICA** (do grego *kinema* = movimento). Quando se reporta às causas do movimento – **as forças** – o domínio da mecânica em questão designa-se por **DINÂMICA** (do grego *dynamike* = forte). Quando se estudam as condições de ausência de movimento (o que é particularmente delicado dada a necessidade de o referenciar) – ou de ausência de variação do estado de movimento –, o espaço teórico é designado por **ESTÁTICA** (do grego *statikos* = ficar parado). Esta subdivisão clássica da mecânica obriga, todavia, a alguns esclarecimentos complementares. A estática, por exemplo, consistindo no estudo da ausência de movimento, determina que as forças em presença se compensem reciprocamente, apresentando resultante (soma vetorial de forças) zero. Ora, este é também o caso de uma forma particular de movimento: o **movimento retilíneo uniforme**, caracterizado por velocidade constante, ou seja, com aceleração zero. Portanto, o movimento retilíneo uniforme é, simultaneamente, objeto da estática e da cinemática. Alguns autores consideram ainda que a dinâmica se subdivide em cinemática e **cinética** (*kinetics* em inglês), sendo este o domínio da dinâmica especificamente consagrado ao estudo das

forças que originam movimento (que aceleram corpos, alterando o seu estado de repouso ou de movimento). Todavia, a expressão “cinética” tem vindo a ser substituída por “dinâmica”, prevalecendo sobretudo no domínio da engenharia.

2.1.1. CINEMÁTICA

Designa-se por cinemática, como já referimos, o domínio da mecânica consagrado ao estudo do movimento, independentemente das suas causas. No estudo cinemático normalmente reduzem-se, por questões de simplicidade, os corpos materiais a partículas, ou pontos materiais, considerando-se que as dimensões do corpo não são relevantes e que todos os pontos que o constituem se movem de forma idêntica. Exclui-se deste procedimento o caso particular dos movimentos de rotação.

A noção de movimento é uma noção relativa. De facto, dois corredores de 100 m planos no atletismo, correndo lado a lado por uma medalha, não apresentam movimento relativo entre si se as respetivas velocidades forem idênticas. Porém, ambos se deslocam a uma velocidade apreciável relativamente à pista, sob pena de não concretizarem a sua prova. O mesmo pode acontecer entre duas motos viajando lado a lado numa estrada a alta velocidade. O facto de ambas não apresentarem movimento relativo não torna desprovida de perigo qualquer tentativa do passageiro de uma se transferir para a outra. Caso a operação falhe e ele caia, fá-lo-á de forma desastrosa considerando a velocidade de que vem animado relativamente ao solo.

Para que se possa conhecer o movimento de um corpo no espaço são necessárias duas coisas fundamentais:

1. por um lado é necessário definir um referencial (habitualmente um referencial dito referencial de inércia) e
2. por outro, é necessário que estejamos dotados dos instrumentos necessários para podermos descrever inequivocamente o movimento do corpo em relação àquele referencial.



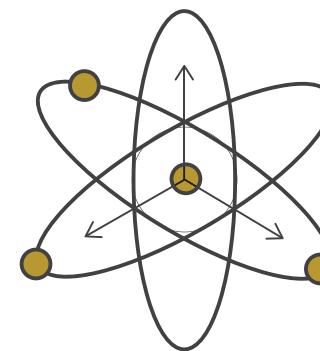
2.1.1.1. REFERENCIAIS DE MOVIMENTO, EIXOS E PLANOS

Diz-se que, há uns bons anos atrás, o pai da geometria analítica, o filósofo, físico e matemático francês René Descartes (1596-1650) estava deitado a tentar resolver uma insónia quando terá sido perturbado por uma mosca que girava caoticamente sem parar no espaço do quarto. Descartes tentou então perceber como poderia definir rigorosamente o movimento da mosca. A resposta ocorreu-lhe quando a mosca se aproximou do canto do quarto, junto ao teto. Aí, Descartes percebeu que conseguiria definir rigorosamente o movimento da mosca se, a intervalos de tempo tão curtos quanto possível, pudesse registar o afastamento da mosca relativamente a cada uma das três linhas que formavam o canto do quarto, resultando da interseção dos três planos definidos pela parede da cabeceira, pela parede lateral e pelo teto. Nasceram assim as coordenadas cartesianas (de “Des Cartes” – grafia original do nome atual Descartes): x, y e z. Referimo-nos a coordenadas retangulares, mas existe também uma outra possibilidade: as coordenadas polares, que não detalharemos.

Um sistema de coordenadas contém uma origem (o ponto relativamente ao qual cada posição e, por isso, o movimento, é referenciado) e três eixos perpendiculares entre si, que representam as três dimensões do espaço. A definição da origem é crítica, na medida em que estabelece o que se designa por **referencial de inércia** do movimento. As leis da mecânica clássica – as leis de Newton, nomeadamente – só são válidas quando o movimento for referenciado a um ponto estacionário ou animado de movimento retilíneo uniforme, o qual se designa por referencial de inércia. De facto, definir movimento é bem difícil, já que repousando aparentemente imóveis numa cama, mas solidários com o planeta, não deixamos de rodar em torno do eixo de rotação da terra a uma velocidade de 360° em cada 24h. Normalmente diz-se **referencial absoluto** se não apresentar movimento em relação à Terra. Dir-se-á **referencial local**, ou relativo, se se reportar ao corpo ou segmento considerado, independentemente do seu movimento relativo ao planeta.

DESAFIO

Vem a propósito desafiar o leitor a explorar informação acerca da referenciação da posição de um ponto ou corpo rígido através de **coordenadas polares**.



Os eixos cartesianos são normalmente designados por X, Y e Z, ou eixos dos xx, dos yy e dos zz. Os matemáticos utilizam habitualmente o eixo Z para representar a dimensão vertical, normal¹ ao plano horizontal definido pelos eixos X, que expressa a dimensão ântero-posterior, e Y, que representa a dimensão lateral-medial (apesar de muitas vezes X e Y trocarem de orientação). Em biomecânica, todavia, a *International Society of Biomechanics (ISB)*, estabeleceu como convenção (Wu e Cavanagh, 1995. *J. Biomech.*, 28(10): 1257-1261):

X – Eixo ântero-posterior ou sagital

Y – Eixo vertical ou longitudinal

Z – Eixo latero-lateral (muitas vezes designado latero-medial) ou transverso

Os eixos cartesianos X, Y e Z podem ser relacionados com os eixos anatómicos e os planos que estes definem (Figura 2).

¹ Com o significado de perpendicular

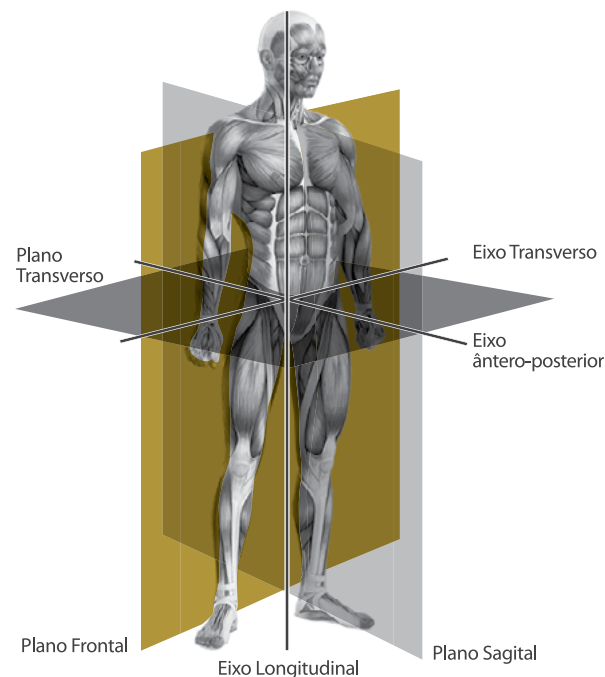
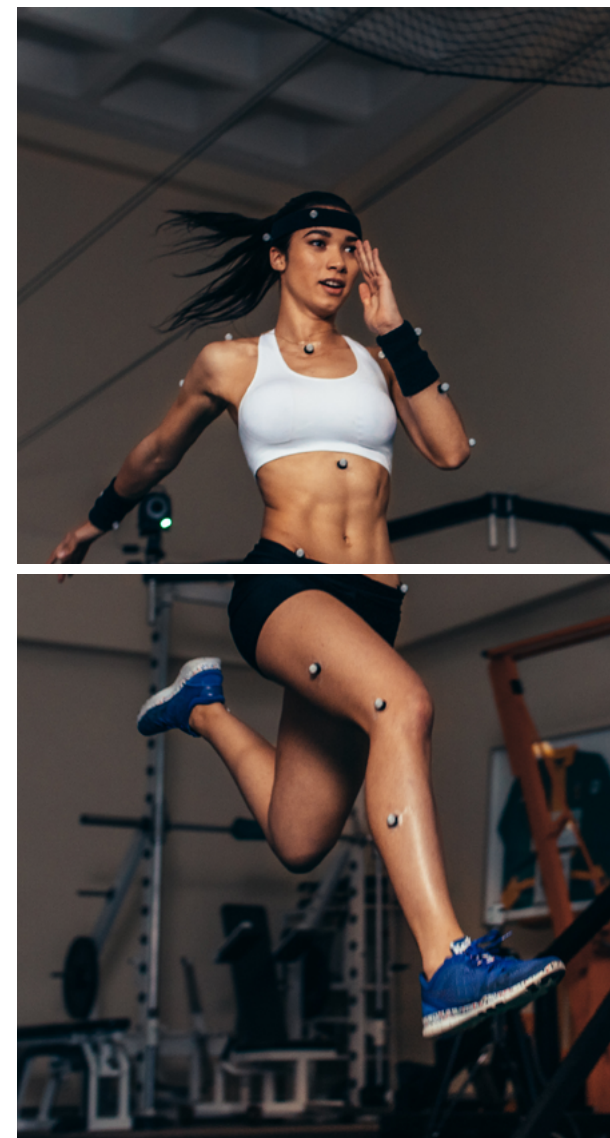


FIGURA 2 - Planos e eixos anatómicos.

Num dado momento, a medida do afastamento à origem de um corpo, ou de um ponto P determinado num corpo, em cada eixo, dá-nos a localização linear tridimensional (espacial) exata do corpo ou do ponto em questão.

A análise tridimensional (**diz-se 3D**) pode ser decomposta em três análises bidimensionais (2D) diferentes, cada uma definida por um par de eixos (diz-se, um par de coordenadas): x, y; x, z; y, z. Pelo facto de dois eixos definirem um plano, a um par de coordenadas 2D chama-se **coordenadas planares**.



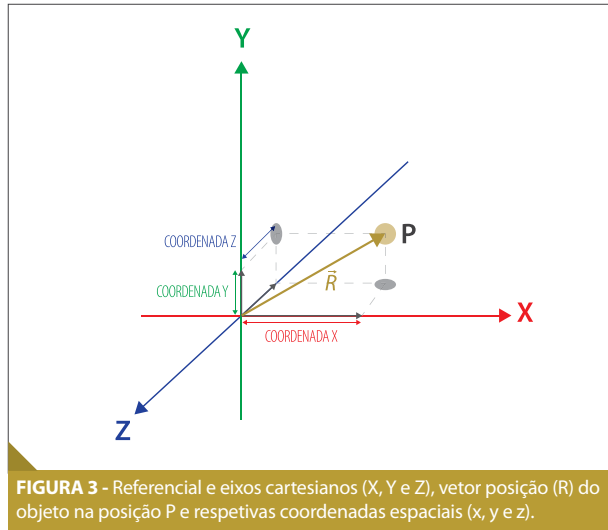


FIGURA 3 - Referencial e eixos cartesianos (X, Y e Z), vetor posição (R) do objeto na posição P e respectivas coordenadas espaciais (x, y e z).

Na Figura 3, o vetor que une a origem ao ponto P designa-se por **vetor posição** e habitualmente representa-se por \vec{R} . As suas componentes em X, Y e Z, designam-se por coordenadas x, y e z.

Suponhamos que um determinado objeto ocupava inicialmente o ponto P_0 (Figura 4), de vetor posição \vec{R}_0 , passando depois a ocupar a posição P_1 , de vetor posição \vec{R}_1 . No espaço cartesiano representado por X, Y, Z, uma mudança de posição representaria um deslocamento caracterizável pelo vetor deslocamento (que uniria P_0 e P_1), nomeadamente $\Delta\vec{R} = \vec{R}_1 - \vec{R}_0$, o qual poderia ser representado pelas diferenças de coordenadas Δx , Δy e Δz . Quando se considera o tempo correspondente à execução do movimento, este deslocamento seria caracterizado também por uma dada velocidade média:

$$\vec{v}_{med} = \frac{\Delta \vec{R}}{\Delta t}$$

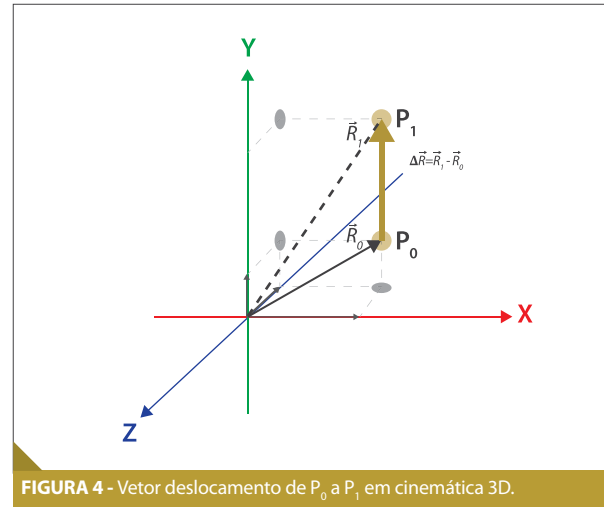


FIGURA 4 - Vetor deslocamento de P_0 a P_1 em cinemática 3D.

Tanto a posição como a velocidade são representadas por vetores.



Mas o que é um vetor?

Um vetor é um segmento de reta orientado: tem uma magnitude, uma direção e um sentido.

Graficamente um vetor representa-se por uma seta.

Simbolicamente, coloca-se uma pequena seta acima da letra (ou letras) que designam o vetor: \vec{a} ; \vec{v} ; \vec{r} ; \vec{AB} .

O vetor que começa no ponto A e acaba no ponto B representa-se por \vec{AB} ; mas o vetor que começa no ponto B e acaba no ponto A representa-se por \vec{BA} .

Verifica-se também que estes vetores são o oposto um do outro.

Em biomecânica, e seguindo a convenção da ISB, o plano definido pelos eixos X e Y designa-se por **plano sagital**, o plano definido pelos eixos X e Z designa-se por **plano transversal ou horizontal** e o plano definido pelos eixos Y e Z designa-se por **plano frontal ou coronal** (Figura 2). Quando aplicados ao corpo humano, o plano sagital divide o corpo nas metades direita e esquerda e define as áreas medial (central) e lateral (periférica), o transversal nas metades superior (cefálica) e inferior (caudal) e o frontal nas metades anterior e posterior.

Para além dos planos referidos podem ser também definidos planos oblíquos, que não serão mais do que planos combinados, de dois ou mais. Poderão ainda ser definidos diferentes planos transversais a diferentes alturas, diferentes planos sagitais a diferentes larguras e diferentes planos frontais, a diferentes profundidades.

Um corpo, ou um ponto material, pode deslocar-se relativamente a um eixo apenas (por exemplo, o caso do vetor deslocamento representado na figura anterior), relativamente a dois ou a três dos eixos cartesianos. No primeiro caso diz-se que o movimento foi de translação, ou linear, **unidimensional**. Quando são necessários dois eixos para descrever o movimento, diz-se que o mesmo é **planar**, ou 2D (**bidimensional**) e quando são necessários três eixos, diz-se espacial, **tridimensional**, ou 3D. No caso dos movimentos 2D e 3D, os mesmos podem não apenas ser realizados ao longo dos eixos (deslocamentos lineares ou de translação), mas também em torno dos eixos (deslocamentos angulares ou de rotação). Os movimentos realizados em torno de um eixo são descritos (a sua trajetória é “desenhada”) no plano perpendicular a esse eixo. Diz-se dos movimentos angulares que podem ser **uniaxiais**, **biaxiais** e **triaxiais**, consoante se realizem em torno de um, dois, ou três eixos, descrevendo trajetórias num, dois ou três planos.

Na Figura 5 nota-se que a bola em movimento se deslocou linearmente tal como descrito pelo vetor deslocamento, tendo concomitantemente descrito um movimento de rotação de 90° (o valor é positivo por ser realizado no sentido convencional, contrário ao dos ponteiros do relógio), no plano sagital (Y, X) e em torno do eixo Z.

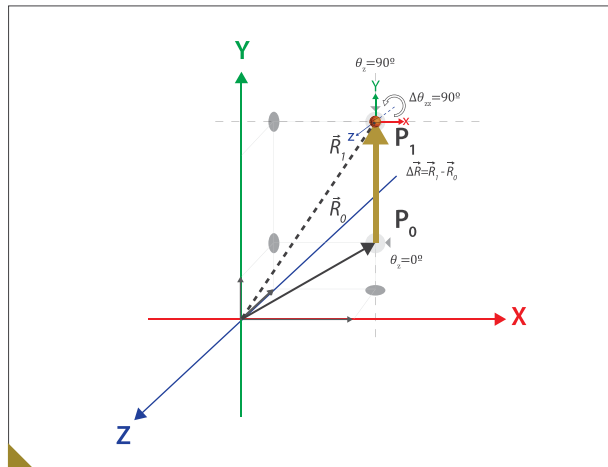


FIGURA 5 - Referencial global e referencial local em P_1 , permitindo identificar a rotação realizada em torno do eixo Z, que assume valor positivo por ser realizada no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio.

Considerando um corpo rígido que possa ser livre para realizar todos os tipos de movimento possíveis, diz-se que ele dispõe de seis **graus de liberdade**, três lineares e três angulares. Por grau de liberdade entende-se o número mínimo de variáveis cinemáticas necessárias para descrever a posição linear e angular (orientação) de um corpo. Para o movimento de um corpo num plano falámos de três graus de liberdade (dois de translação e um de rotação).

Em síntese, distinguimos movimentos lineares, ou de translação, e movimentos angulares ou de rotação. Distingue-se ainda o **movimento retilíneo** e o **movimento curvilíneo**, dois tipos diferentes de movimentos de translação, estudados na cinemática linear:

Movimento retilíneo:

Condição em que todas as partes de um corpo em movimento se movem na mesma direção e a mesma distância, seguindo uma trajetória em linha reta.

Movimento curvilíneo:

Condição em que todas as partes de um corpo em movimento se movem na mesma direção e a mesma distância, seguindo uma trajetória curvilínea.



DESAFIO

Na Figura 6 distinga:

- Movimento curvilíneo de movimento de rotação;
- Movimento linear de movimento circular.

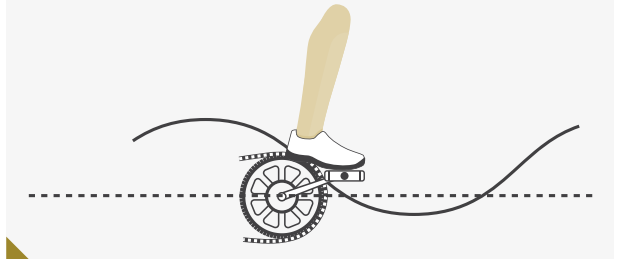


FIGURA 6 - Movimentos de translação linear e curvilínea e movimento de rotação.



Distinguimos, portanto, os seguintes tipos de análise cinemática:

- Cinemática linear ou de translação unidimensional;
- Cinemática linear ou de translação bidimensional ou planar;
- Cinemática linear ou de translação tridimensional ou espacial;
- Cinemática angular, circular ou de rotação uniaxial;
- Cinemática angular, circular ou de rotação biaxial;
- Cinemática angular, circular ou de rotação triaxial.



Quando coexistem deslocamentos lineares e circulares, de translação e de rotação, diz-se que a análise cinemática é global, combinada ou mista (linear e circular).

2.1.1.2. MOVIMENTOS ANATÓMICOS NOS DIFERENTES PLANOS E EM TORNO DOS EIXOS ANATÓMICOS

Os movimentos dos diferentes segmentos corporais em cada articulação realizam-se em torno dos eixos anatómicos referidos e são descritos nos diferentes planos.

Os movimentos realizados em torno do eixo longitudinal ou vertical (Y) são descritos no plano transverso (Figura 7) e designam-se por movimentos de rotação interna (pronação) e externa (supinação) se orientados em direção à área medial (central) ou à área lateral (externa) do corpo, ou rotação à direita e à esquerda, no caso dos movimentos de rotação do corpo todo.

Os movimentos que são realizados em torno do eixo latero-lateral ou transverso (Z) descrevem-se no plano sagital (Figura 8) e designam-se por movimentos de flexão e de extensão. A flexão ocorre quando o segmento mobilizado o é em direção à metade anterior do corpo e a extensão quando o movimento é realizado em direção à metade posterior do corpo, com a exceção do movimento da perna em torno da articulação do joelho.

Em torno do eixo ântero-posterior (X) realizam-se os movimentos de inclinação lateral (à direita e à esquerda), os movimentos de abdução (de afastamento segmentar ao plano sagital médio) e de adução (de aproximação ao plano sagital médio), todos no plano frontal – Figura 9. Em torno do eixo X realizam-se também os movimentos de inversão (para dentro) e de eversão (para fora) dos pés.

A posição inicial a partir da qual os movimentos são descritos designa-se por **posição anatómica**. Trata-se da posição assumida na figura anterior, com os membros superiores ao longo do tronco e com as superfícies palmares das mãos voltadas para diante.

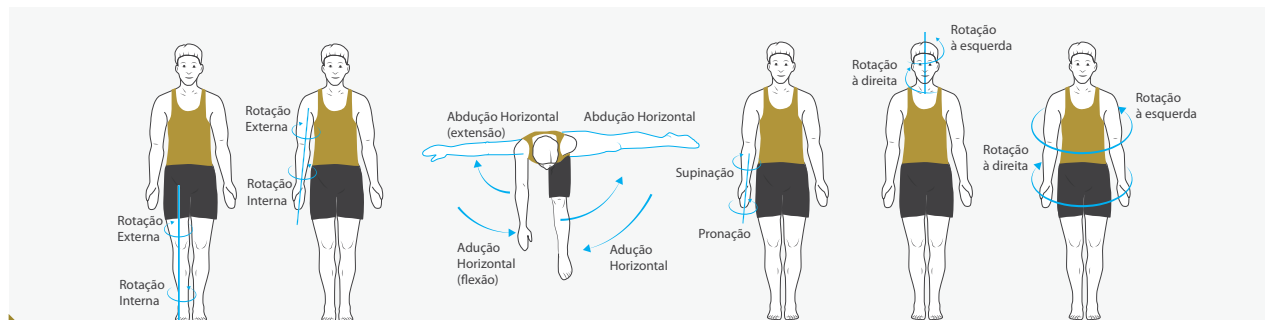


FIGURA 7 - Movimentos articulares realizados em torno do eixo Y (vertical) no plano transverso.

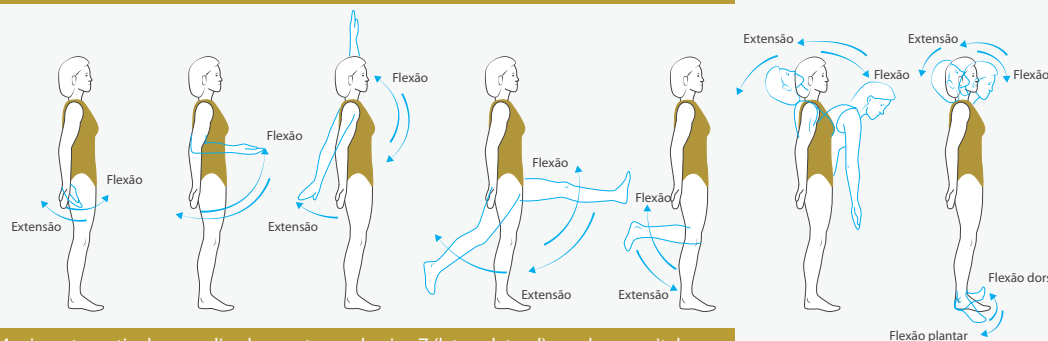


FIGURA 8 - Movimentos articulares realizados em torno do eixo Z (latero-lateral) no plano sagital.

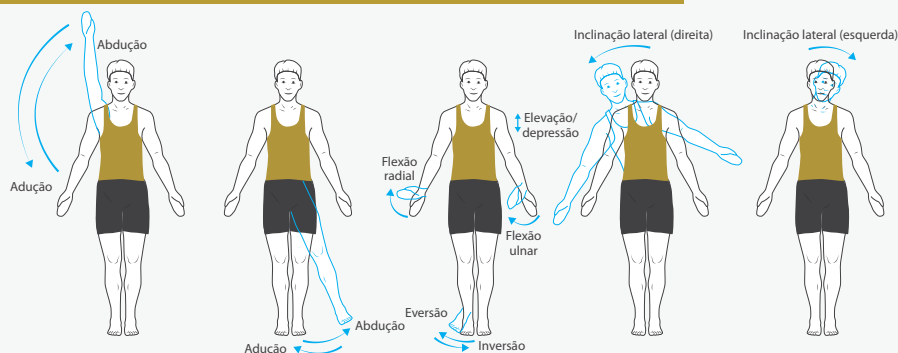


FIGURA 9 - Movimentos articulares realizados em torno do eixo X (ântero-posterior) no plano frontal.



2.1.1.3. VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

Tomemos um exemplo de movimento simples como seja o movimento linear unidimensional que descrevemos anteriormente quando explicamos o vetor posição. Trata-se do movimento de um ponto material ou partícula (um corpo sem dimensões e, portanto, suscetível de ser contido numa dimensão). Neste caso particular distinguem-se, enquanto variáveis:

- // A **posição** que o corpo ocupa em cada instante do tempo (P_0 e P_1), descrita pelo vetor posição ou pela coordenada na direção considerada (afastamento relativamente à origem),

$$\begin{aligned} \vec{R}_0 (P_0=y_0) \\ \vec{R}_1 (P_1=y_1) \end{aligned}$$

- // O **deslocamento** e a **distância percorrida** (idênticos no caso de não ocorrerem mudanças de sentido),

$$\Delta \vec{R} = \vec{R}_1 - \vec{R}_0$$

- // O **tempo** em si mesmo, a **velocidade** (taxa de variação do deslocamento no tempo),

$$\vec{v} = \Delta \vec{R} / \Delta t$$

e

- // A **aceleração** (taxa de variação da velocidade no tempo):

$$\vec{a} = \Delta \vec{v} / \Delta t$$

Um exemplo de cinemática unidimensional seria o estudo da corrida de 100 m em atletismo, supondo que o atleta conseguiria realizá-la sempre exatamente na direção definida pela linha reta entre o ponto de partida e o ponto de chegada e assumindo que cada sujeito poderia ser representado por um ponto material (o centro de massa, por exemplo). A posição de partida na direção considerada estabeleceria a origem do movimento. Depois, o mesmo seria descrito em relação a esta posição. Por exemplo, em determinado instante o atleta estaria a meio do percurso, a 50 m da partida e a 50 m da chegada. O analista poderia medir o tempo que decorreu entre a partida e este momento e calcular a velocidade média do corredor na primeira metade da prova. Poderia depois medi-la também na segunda metade e comparar as duas. Mas poderia fazer mais: poderia sectionar cada metade da prova em cinco percursos de 10 m e calcular para cada um a velocidade média a que o corredor os conseguiu cobrir. Obter-se-ia, desta forma, um gráfico de velocidade em função da distância percorrida. Poder-se-ia também descrever a variação da velocidade em cada instante do tempo e a respetiva variação entre dois instantes consecutivos. Obteríamos assim uma representação da aceleração e verificaríamos que o corredor começa por percorrer menor distância por unidade de tempo (menor velocidade), mas que a vai aumentando (acelerando) até ao momento em que obtém a velocidade máxima, a qual depois tenta manter até ao final, apesar de normalmente não o conseguir e se assistir a uma ligeira desaceleração (diminuição da velocidade com o decorrer do tempo) no final. Note-se que, nesta abordagem, os pequenos desvios que o atleta tenha realizado para a direita e para a esquerda, ou a possibilidade de a corrida ter sido mais ou

menos “saltada” (com mais ou menos pronunciados deslocamentos verticais), não foram características consideradas, visto que a análise foi estritamente unidimensional.

Na Figura 10 vemos como se relacionam as variáveis, deslocamento, velocidade e aceleração, num exemplo de derivação gráfica. No primeiro gráfico vemos como varia o deslocamento no tempo. No caso, partindo da origem (ponto A), o corpo em questão vai-se afastando cada vez mais da origem (do lugar de partida), deslocando-se cada vez mais, mas cada vez a menor velocidade, até que a função deslocamento atinge o seu máximo afastamento (ponto B) e começa a decrescer (aí a velocidade passa por zero), o que traduz um progressivo regresso à posição de partida, passando, em cada intervalo de tempo, a estar cada vez mais próximo de regressar à origem, o que corresponde a uma variação negativa da velocidade. Aos 0.25s o deslocamento chega a zero (o corpo em questão regressou ao lugar de partida, ponto A) e começa então a deslocar-se em sentido contrário, afastando-se cada vez mais da origem, mas na direção oposta. Quando deixa de se afastar nesta nova direção (ponto C) a velocidade volta a zero e passa a crescer em sentido positivo à medida que o corpo regressa à posição de origem. A variação da velocidade no tempo (aceleração) está representada no terceiro gráfico. Sempre que a variação da velocidade no tempo é mais pronunciada a aceleração cresce, sempre que acontece o contrário a aceleração decresce.

Se optássemos por preferir a **cinemática planar, ou bidimensional, ou 2D (a duas dimensões)** dos corredores no plano horizontal, ou no plano de referência do solo, já perceberíamos as pequenas



oscilações da trajetória de corrida para a direita e para a esquerda. Se a análise 2D fosse realizada não no plano transversal, mas no plano sagital (vista lateral da corrida, considerando-se as dimensões ântero-posterior – X – e vertical – Y), poderíamos, em contrapartida, apreciar se a corrida fora mais ou menos “saltada” e se esse efeito foi mais evidente nas fases iniciais, intermédias ou finais do evento.

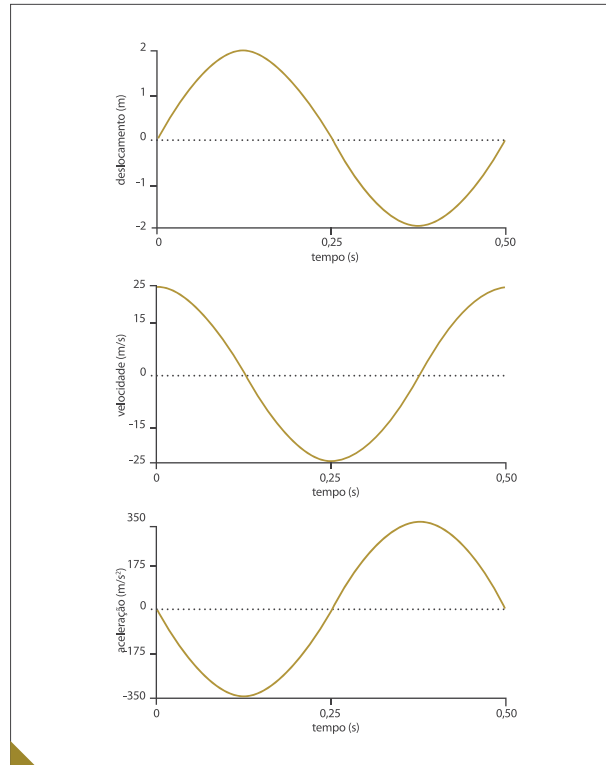


FIGURA 10 - Funções de variação, no tempo, do deslocamento (variação da posição), velocidade e aceleração. A figura ilustra a derivação gráfica das grandezas.

////////////////////////////////////

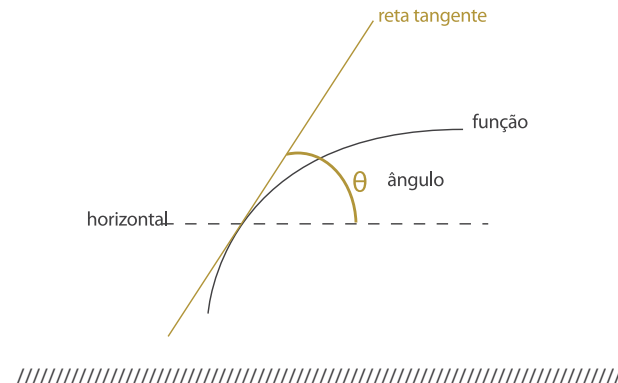
DERIVADA:

Pela análise dos gráficos da Figura 10 verificamos que a velocidade é a taxa de variação da posição no tempo e que a aceleração é a taxa de variação da velocidade no tempo. A operação matemática que nos traduz a taxa de variação instantânea de uma quantidade chama-se derivada.

Graficamente, a derivada pode ser interpretada como a inclinação em relação à horizontal (habitualmente chama-se declive) da reta que é tangente à função no ponto considerado (Figura 11).

Numericamente corresponde à tangente do ângulo (θ) que a referida reta faz com a horizontal.

Simbolicamente, se a função for $f(x)$, então a derivada representa-se por $f'(x)$, ou simplesmente por acrescentar um ponto sobre o símbolo que representa a grandeza a ser derivada.



////////////////////////////////////

FIGURA 11 - DERIVADA: declive relativamente à horizontal da reta tangente à função no ponto considerado.

Outro exemplo de uma análise cinemática 2D seria a monitorização do deslocamento de um jogador de futebol durante um jogo no plano do solo, ou do campo (plano transversal do jogador) – Figura 12. Seria a perspetiva que teríamos se olhássemos o jogo de futebol exatamente de cima, a partir do ar. Consideraríamos, portanto, o deslocamento de um jogador no plano do campo, definido pelo seu comprimento e largura (“campograma”). Neste caso teríamos uma boa perspetiva de qual a distância que cada jogador percorre por partida, e em que zonas do campo ele se desloca preferencialmente (vulgo “mapa ou diagrama de calor” em metodologia da análise do jogo), mas não teríamos qualquer informação relativamente a quanto ele salta e quantas vezes salta por jogo. Para percebermos isso seria necessário realizar uma análise no plano sagital ou no plano frontal e não no plano transversal. A conjugação das duas análises 2D seria uma análise 3D dos movimentos do jogador em campo, eventualmente entendido apenas como um ponto material (sem considerar os seus deslocamentos segmentares e intersegmentares).

24

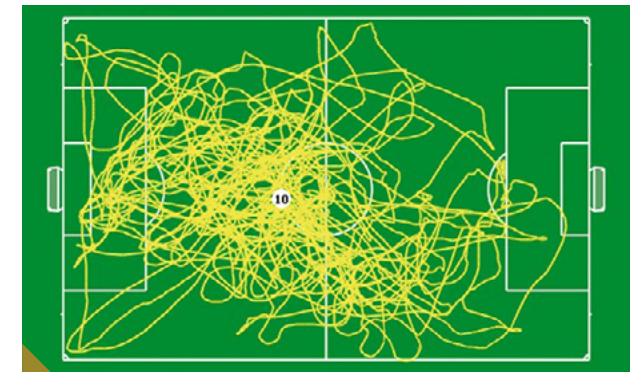


FIGURA 12 - Deslocamento 2D de um jogador de futebol no plano do campo (plano transversal do jogador na posição vertical direita ou ortostática). Conhecendo estes dados (posição no tempo) poder-se-á derivar a respetiva velocidade e, através de derivação dupla, as acelerações produzidas.

Vem a propósito discorrer sobre a possível dissemelhança entre distância percorrida e deslocamento. A distância total percorrida corresponderia à variação total acumulada da posição, momento a momento, enquanto que o deslocamento seria medido entre a posição inicial e a final. Por exemplo, numa prova de natação acima de 50 m em piscina de dimensões olímpicas, o deslocamento longitudinal é sempre igual a zero (a posição inicial e final são as mesmas), enquanto que a distância total percorrida corresponde à distância de prova: 100 m, 200 m, ..., 1500 m. Esta particularidade cinemática abre ainda espaço à **distinção entre velocidade e rapidez**. A primeira corresponde à derivada do deslocamento e a segunda à derivada da distância percorrida. Em termos mais simples a primeira corresponderia ao deslocamento dividido pelo tempo e a segunda à distância percorrida dividida pelo tempo gasto para a percorrer. Em língua inglesa a distinção estabelece-se entre *velocity* e *speed*. Na Figura 13 vemos uma ilustração planar (2D) da diferença entre distância percorrida e deslocamento de um jogador de futebol americano.

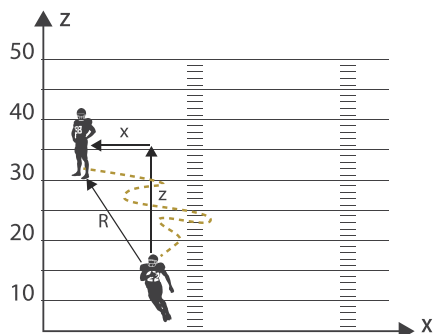


FIGURA 13 - Vetor deslocamento (R) e distância percorrida, abrindo lugar às noções de velocidade e rapidez.



\vec{R} é o vetor deslocamento do jogador, decomponível nas suas componentes x e y. A tracejada é representada a trajetória seguida pelo jogador, cujo comprimento é igual à distância total percorrida nesse deslocamento.

Note-se que ao analisar os movimentos no plano poderíamos ainda considerar os movimentos de rotação do corpo de cada jogador em torno do eixo vertical (Y), para a direita e para a esquerda. Falaríamos, neste caso, de cinemática angular.

Para além da cinemática uni e bidimensional distingue-se ainda a **cinemática tridimensional, ou espacial, ou 3D**. Neste caso particular consideram-se todas as três dimensões cartesianas do espaço. Aplicada à análise da corrida de 100 m obteríamos não apenas as oscilações laterais que tínhamos percebido na análise planar transversa, mas também se a corrida seria mais ou menos saltada, o que antes nos escapava. No caso dos deslocamentos do jogador no campo permitir-nos-ia perceber também os deslocamentos verticais, assim como os movimentos angula-

res realizados em torno dos eixos horizontais, X e Z. O exercício que realizámos quando passámos da cinemática unidimensional para a bidimensional pode agora ser realizado da cinemática 2D para a 3D. Distância percorrida e deslocamento têm de ser medidos no espaço, daí resultando a respetiva expressão em coordenadas x, y e z, que, uma vez expressas em função do tempo, dão azo à consideração de valores de velocidade e aceleração em cada dimensão. Um balão de ar quente, ao iniciar o seu movimento, varia sobretudo a sua posição em y e ligeiramente também em x e em z, mas quando atinge a altitude desejada desloca-se preferencialmente na direção do vento (mais em x, ou mais em z, consoante a trajetória descrita).

A maioria dos movimentos desportivos, tal como a maioria dos movimentos humanos, são realizados em 3 dimensões. Alguns, porém, podem ser satisfatoriamente reduzidos a duas dimensões. Os movimentos de marcha ou de corrida, por exemplo, podem ser razoável e satisfatoriamente descritos no plano sagital, já que são relativamente poucos ou pouco expressivos os



movimentos latero-laterais. Porém, muitas das lesões do corredor decorrem dos movimentos de pronação e supinação, descritos no plano frontal e de muito reduzida expressão quando comparados com os demais. Por isso, sempre que possível, o estudo do movimento desportivo, se com ambições a ser completo, deverá ser realizado preferencialmente em três dimensões e incluindo a cinemática linear e angular (movimento global). Deverá, portanto, ser realizado com seis graus de liberdade.

Na cinemática angular reconhece-se também uma expressão uniaxial (quando o corpo roda em torno de um eixo), biaxial (quando roda em torno de dois eixos simultaneamente), ou triaxial (quando roda em torno de três eixos ao mesmo tempo). Estes eixos poderão ser os **eixos cartesianos** antes descritos, ou **eixos oblíquos**. De notar que na cinemática angular, os movimentos são descritos no plano perpendicular ao eixo de rotação.

No caso da **cinemática angular, ou circular**, as variáveis de interesse continuam a ser a posição (neste caso designada por **posição angular** ou **orientação espacial**), o tempo, o deslocamento angular (medido em parcelas angulares dos 360° que definem uma circunferência), a velocidade angular, a aceleração angular e a aceleração centrípeta e, no caso de movimentos periódicos com velocidade angular constante, o período.

O deslocamento angular ϑ define-se de forma similar ao deslocamento linear, mas não considerando um vetor deslocamento, mas antes um ângulo de deslocamento. A relação entre o deslocamento angular e o deslocamento linear correspondente é dada por $\theta r = s$, onde r = raio da circunferência na qual o movimento é descrito e s o deslocamento linear associado, medido ao longo da circunferência (estando θ expresso em radianos). Da mesma forma que vimos para o movimento linear, a velocidade angular (ω) é dada pela taxa de variação do deslocamento angular no tempo (expressa em radianos por segundo):

$$\omega = \Delta\theta / \Delta t$$

A aceleração angular (α) será, por sua vez, dada pela taxa de variação no tempo da velocidade angular (expressa em radianos por segundo ao quadrado):

$$\alpha = \Delta\omega / \Delta t$$

Importa sublinhar que a utilização de ângulos decorre da necessidade de simplificação do problema associado ao

facto de, em cinemática angular, os vetores deslocamento, velocidade e aceleração se alterarem continuamente não apenas em magnitude, mas também em direção (e sentido).

Para além dos parâmetros anteriores, caracterizadores do movimento angular, que dispõem de correspondentes no movimento linear, importa ainda considerar a **aceleração centrípeta (a_c), ou normal, ou radial**, que decorre da necessidade do corpo em questão se sujeitar a uma força centrípeta (que o “puxa” para o centro da trajetória) que determina a continuada variação da direção do vetor velocidade linear e assegurando o movimento de rotação. A aceleração centrípeta pode ser expressa pela equação (dada em metros por segundo ao quadrado):

$$a_c = \omega^2 \cdot r = v^2 / r$$

O **período (T)** é definido pelo intervalo de tempo que o móvel gasta para descrever uma revolução (um deslocamento angular de uma volta completa) em torno da circunferência, o qual só se considera no caso do **movimento circular uniforme**. A **frequência (f)** expressa em Hz – Hertz ou ciclos por segundo), corresponde ao número de voltas efetuadas por unidade de tempo e é o inverso do período ($T = f^{-1}$). Tal como para o movimento linear, distingue-se igualmente o movimento circular uniformemente acelerado (com aceleração angular constante) e o movimento circular variado (com aceleração variável).

Como já tivemos oportunidade de referir, a generalidade dos movimentos desportivos são movimentos combinados, 3D (lineares e angulares), os mais complexos de entre todos! Requerem, por isso, muitos esforços de simplificação para que possam ser detalhada e conclusivamente estudados. Neste sentido, o que normalmente se faz é decompor o movimento nas suas expressões linear e angular e estudá-las separadamente. Todavia, os esforços da investigação científica em biomecânica do desporto vão no sentido do desenvolvimento de ferramentas capazes de proceder à investigação integrada do movimento e capazes também de proporcionar *feedback* rápido ao executante e ao treinador.

As cinemáticas linear e angular entrecruzam-se efetivamente no nosso quotidiano. Na generalidade, o ser humano, por exemplo, translaciona-se através da realização de movimentos intersegmentares angulares, pelo que importa conhecer as suas relações, nomeadamente as relações entre velocidade angular (ω) e velocidade linear (v).

Tomemos o exemplo de um martelo de atletismo para ser lançado após uma sucessão de molinetes. Durante estes, o movimento pode ser satisfatoriamente representado pela Figura 14.

Se expressarmos θ numa outra unidade para ângulos (a unidade do SI – radianos – sendo que $1 \text{ rad} = 57.3^\circ$, ou $2\pi \text{ rad} = 360^\circ$), S é dada por:

$$S = r \theta$$

Sendo tanto mais elevada a distância linear (curvilínea) S percorrida pelo engenho, para um mesmo deslocamento angular θ , quanto maior for r , também maior será a velocidade linear do corpo num dado intervalo de tempo t (a razão [distância/tempo] expressa a velocidade linear do corpo nesse intervalo de tempo).

No campo (b) da figura anterior percebe-se que a partícula P está no ponto OX_{P_1} no instante t_1 , formando um ângulo θ_1 com a horizontal e no instante t_2 está no ponto OX_{P_2} , formando agora um ângulo θ_2 com a horizontal. No intervalo $\Delta t = t_2 - t_1$, o deslocamento angular foi $\Delta\theta$, podendo-se agora facilmente determinar a velocidade angular ω . Note-se que, para a mesma velocidade angular, quanto maior o afastamento do ponto considerado relativamente ao eixo de rotação, maior a velocidade linear tangencial correspondente (v):

$$dS = r d\theta \quad \text{e} \quad dS/dt = r (d\theta/dt)$$

resultando em:

$$v = r \omega$$

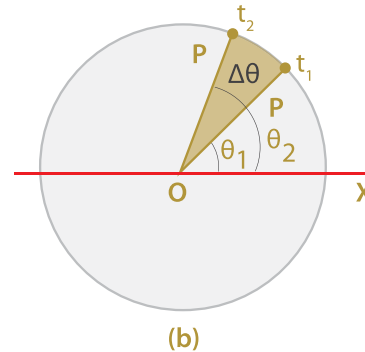
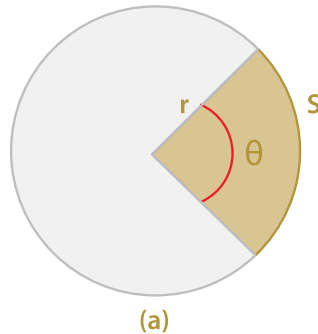


FIGURA 14 - Molinetes realizados durante o lançamento do martelo. Distância linear percorrida ($S = r\theta$) considerando o raio de circunferência r e o deslocamento angular θ . Pode, em (b) estudar-se o cálculo da velocidade angular ω .

A distância linear S percorrida pelo engenho, que corresponde ao arco do círculo de raio r e de circunferência $C = 2\pi r$, contido no ângulo θ (em graus) é dada por:

$$S = \theta 2\pi r / 360^\circ$$

A unidade do SI para a velocidade angular é radianos por segundo ($\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$). Outras unidades são às vezes utilizadas, como rpm (rotações por minuto = $60 \text{ rpm} = 1$ rotação por segundo = 360° por segundo = $2\pi \text{rad}$ por segundo).

Temos agora mostrar outras aplicações ao desporto dos conceitos desenvolvidos:

1. Quando um nadador realiza a sua braçada de crol em torno da articulação do ombro, com o membro superior mais ou menos estendido, a velocidade linear da porção superior do braço relativamente à água (parada) será inferior à velocidade linear observada na porção inferior (distal) do antebraço e na mão (Figura 15). Considerando a relação inversa entre velocidade de escoamento de um fluido e a pressão no seu seio (enunciado do Teorema de Bernoulli), a pressão do fluido em torno do membro superior será mais elevada nas proximidades do ombro do que nas proximidades da mão, permitindo esperar que ocorra um escoamento axial ao longo do membro superior que altere as condições de produção de forças propulsivas hidrodinâmicas pela mão e pelo antebraço.

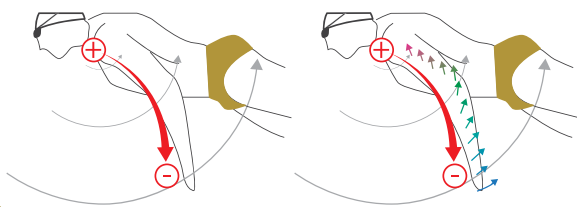


FIGURA 15 - Escoamento radial de fluido ao longo do membro superior do nadador em função do diferencial de pressões decorrentes das diferenças de velocidade linear do segmento relativamente à água parada considerando a mesma velocidade angular, mas igualmente a variação próximo-distal do raio r . (Adaptado de Toussaint, VanDanBerg, & Beek, 2002).

2. Uma outra aplicação prende-se com a desejada grande amplitude dos movimentos de “bater”, como no ténis, no baseball, ou no voleibol, ou no remate, por exemplo de andebol. Quanto maior o afastamento do ponto de batimento relativamente ao eixo de rotação, maior será a velocidade linear para uma mesma velocidade angular; será também superior a quantidade de movimento linear do elemento que bate e, conseqüentemente, maior o efeito esperado sobre o engenho (normalmente a bola). A este exemplo, porém, importa sublinhar a necessidade de acrescentar a dinâmica intersegmentar da cadeia cinética do membro superior (e não só) transferindo energia de forma próximo-distal. Por **cadeia cinética** (CC), ou cadeia cinemática, entende-se a sequência de **segmentos articulados** que permitem a transferência de energia mecânica entre eles (categorizadas em **CC aberta**, quando o movimento, normalmente próximo-distal, se realiza sem resistência na extremidade considerada, movendo-se esta livremente no espaço, e em **CC fechada**, no caso em que a extremidade encontra uma resistência considerável que impede ou constribe significativamente o seu movimento. Esta possível variação da resistência encontrada pela extremidade abre espaço a que se reconheçam frequentemente cadeias cinéticas de tipo intermédio, muitas vezes designadas como levemente frenada, frenada, ou fortemente frenada, conforme a importância da resistência a vencer pela extremidade). Na Figura 16 é possível observar a variação da velocidade linear, em função do tempo, de cada segmento da CC aberta do membro superior num mesmo tipo de remate de andebol realizado por vários jogadores de uma mesma equipa. As curvas a cinza representam cada

um dos jogadores estudados e as curvas coloridas os valores da velocidade linear do CM de cada um dos segmentos do membro superior, obtidos pelo jogador que obteve a melhor velocidade da bola (medida pelo radar na baliza).

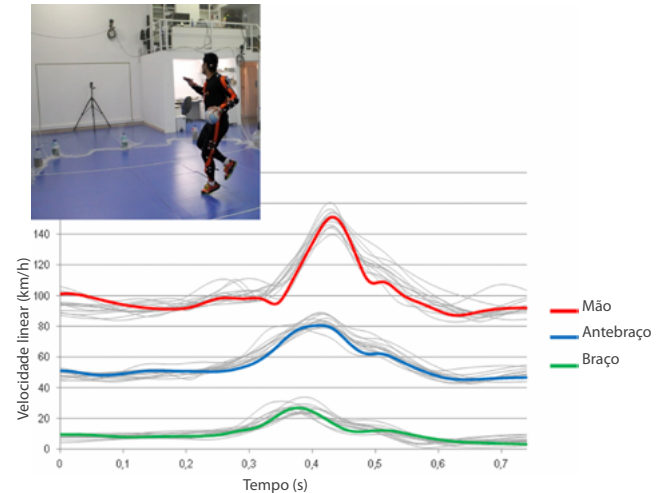


FIGURA 16 - Variação interindividual da velocidade linear de cada segmento do membro superior nos elementos de uma equipa sénior de andebol masculino de Portugal. As curvas coloridas salientam o jogador que conseguiu maior velocidade da bola. Note-se a sequenciação próximo-distal dos máximos obtidos para o braço, antebraço e mão. Dados LABIOMEUP.

2.1.2. ESTÁTICA

Vimos anteriormente que força é a entidade mecânica responsável pela produção de movimento. Isto é verdade quer para o movimento linear, quer para o movimento angular. Porém, para que uma força atuando sobre um corpo que possa girar sobre um eixo produza movimento de rotação, é necessário que a linha de ação dessa força não passe pelo eixo de rotação, mas que se afaste deste numa distância qualquer. Neste caso dizemos que a força produz um **momento de força**, ou torque, que é tanto mais intenso quanto mais intensa for a força, ou quanto maior a distância referida (distância normalmente designada por **braço de alavanca** do momento - r) - $M_f = F \cdot r$.

A **estática** é o domínio da mecânica que estuda sistemas sob a ação de forças e de momentos de força (M_f) que se **equilibram** entre si e que, por isso, apresentam resultante nula. Neste caso particular (e em obediência ao princípio fundamental da dinâmica - $F = m \cdot a$ - e à sua expressão angular - $M_f = I \cdot \alpha$, que detalharemos mais adiante) não ocorre portanto alteração do estado de repouso ou de movimento linear do corpo submetido à ação das forças e dos momentos de força referidos. Quer isto dizer que a aceleração (tanto linear como angular) a que estão submetidos estes sistemas é nula.

Convirá esclarecer a este propósito que o caso particular do movimento circular uniforme, ao contrário do caso do movimento retilíneo uniforme, não constitui objeto da estática, na medida que, nessa circunstância (movimento circular, uniforme ou não) existirá sempre aceleração centrípeta, a qual garante a circularidade do movimento.

////////////////////////////////////
Com base no que referimos anteriormente, percebemos então que, neste contexto, apenas acontece uma de duas situações:
(i) se o corpo se encontra imóvel, permanecerá imóvel sob a ação do sistema de forças em questão, e;
(ii) se se encontra em movimento retilíneo, animado de uma dada velocidade v , manter-se-á em movimento retilíneo uniforme à referida velocidade v (velocidade constante).
////////////////////////////////////

No desporto, as situações de **equilíbrio** e, particularmente, as exigências de equilíbrio são várias. Nalgumas modalidades, naturalmente, esta questão é mais importante do que noutras. Na ginástica artística, por exemplo, e especialmente na trave olímpica, as questões da estática colocam-se com particular acuidade.

Diz-se normalmente que o sujeito se encontra em equilíbrio quando a projeção vertical do seu centro de massa (CM) cair dentro da **base de sustentação**. O CM de um corpo constitui o ponto da sua geometria onde se considera concentrada toda a sua massa permitindo tratá-lo como uma partícula ou ponto



material (o CM é coincidente com o centro de gravidade [CG] em corpos de relativamente reduzidas dimensões movimentando-se próximo da superfície da Terra, sendo este último – CG – o ponto de aplicação da força com que a massa da Terra atrai o corpo em questão). A base de sustentação é um conceito simples de compreender (Figura 17). Quando uma bailarina se encontra em “pontas”, apoiada apenas sobre a extremidade distal de um hálux (o “dedo grande” do pé), a sua base de sustentação é mínima, sendo menor do que quando se apoia apenas com um pé mas com a zona do antepé (zona anterior da superfície plantar) – vulgo “em bicos de pés” –, ou com toda a superfície plantar apoiada. Maior seria a base de sustentação com ambos os pés apoiados no solo e maior ainda seria se ambos estivessem maximamente afastados, ou ainda se a bailarina estivesse em posição de quadrupedia (com as mãos e os pés apoiados no solo).



FIGURA 17 - Representação de diferentes bases de sustentação em função do posicionamento dos apoios no solo. Por definição, a base de sustentação constitui a área definida entre os apoios.

Na verdade, um corpo encontra-se em equilíbrio gravitacional estático quando a **linha de ação da gravidade** – a vertical que passa pelo CG – for coincidente com a linha de ação da força de reação do solo, que tem ponto de aplicação no **centro de pressão** (CP). Quando se observa uma não coincidência entre ambas as forças ocorre a formação de um momento de força resultante que tende a rodar o corpo para uma posição de maior estabilidade. Se o indivíduo, porém, pretende manter a posição inicial (a posição bípede, por exemplo), deverá desenvolver forças musculares que produzam movimentos articulares (neste caso, primeiro em torno do tornozelo) que posicionem as duas forças na mesma linha de ação, para que a resultante seja zero e o equilíbrio se verifique.

De facto, para além do equilíbrio de forças, o equilíbrio de momentos de força é decisivo em desporto. Numa sala de exercício, por exemplo, um sujeito produzirá uma contração isométrica (sem movimento associado) do bicipite braquial (supondo que os demais músculos flexores do cotovelo estão inativos), quando o momento de força deste músculo (produto da componente da força desenvolvida normal ao antebraço pelo afastamento da inserção do músculo ao centro articular do cotovelo) for igual ao produto do peso do antebraço e mão mais o peso da carga aposta na mão, multiplicados pela distância do CM total do antebraço, mão e carga ao eixo articular. Neste caso percebemos claramente que o bicipite braquial está em clara **desvantagem mecânica** (designa-se por **vantagem mecânica** de uma alavanca a razão entre os respetivos **braços de alavanca**), tendo sempre de desenvolver uma força superior à carga a vencer. Este problema é em tudo idêntico ao que ocorre num balancé quando uma criança magra e uma gordinha brincam: para equilibrar o sistema o gordinho tem de se sentar bem mais próximo do eixo de rotação – o apoio central do balancé.

30

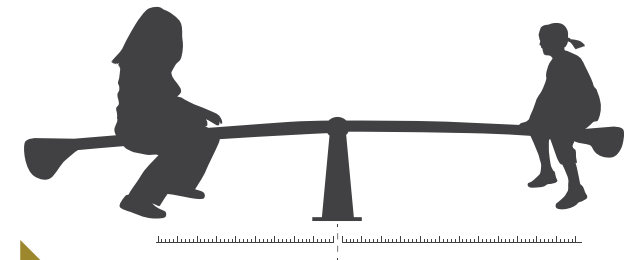


FIGURA 18 - Equilíbrio de momentos de força ou de torques. Neste caso, as forças são os pesos das duas meninas representadas na imagem. Para se equilibrarem em torno do fulcro (eixo do balancé), o peso da menina mais gorda deve ser servido por uma alavanca (braço do momento) de dimensão inferior à da menina mais magra, de tal forma que os dois produtos (peso x braço do momento) se igualem.

No caso do exemplo do balancé apresentado na Figura 18, diz-se que o braço da alavanca do peso da menina mais magra é maior do que o braço da alavanca do peso da menina mais gorda. O braço de uma alavanca é a distância da força ao eixo, medida na perpendicular à linha de ação da força. Na figura anterior, para que o equilíbrio se mantenha é necessário que:

$$P_g \cdot r_g = P_m \cdot r_m$$

Na expressão anterior, P e r representam respetivamente os pesos das duas meninas (m a magra e g a gordinha) e as distâncias das respetivas linhas de ação ao centro do balancé.

Pensemos agora na tarefa da menina magra: o seu objetivo é mover a menina mais pesada (resistência). Para o efeito ela usa o seu peso como força motora (potência) e o balancé como **alavanca**. A distância ao eixo de rotação medida desde o ponto de aplicação do peso da menina magra chama-se **braço de alavanca da potência**. A distância ao eixo medida desde o ponto de aplicação do peso da menina gorda chama-se **braço de alavanca da resistência**.

No caso em apreciação a que acabámos de recorrer como exemplo, a alavanca diz-se **interfixa (ou de primeira ordem ou classe)**, porque o fulcro (ou eixo de rotação) se encontra “entre” a potência e a resistência. Um exemplo anatómico de alavanca interfixa é o equilíbrio da cabeça (Figura 19). A projeção vertical do CM da cabeça é anterior (à frente) do centro articular, colocando sensivelmente no centro da cabeça, e os músculos motores responsáveis pela horizontalidade do olhar na posição bípede são os músculos da nuca (potência).

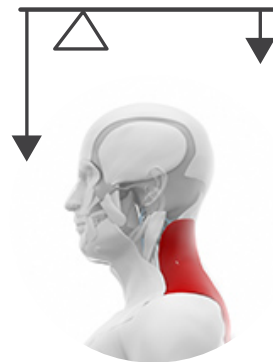


FIGURA 19 - Exemplo de alavanca interfixa (de primeira ordem) e respetiva representação diagramática.

Há, todavia, outros tipos de alavancas a considerar. As **inter-resistentes (ou de segunda ordem, ou classe)**, têm como exemplo o que acontece no “carrinho de mão” (o fulcro no eixo da roda, a resistência no centro e a potência nas pegas) – Figura 20. A ação de remar é também considerada como envolvendo uma alavanca inter-resistente: o fulcro na água (ponto fixo), a resistência hidrodinâmica aplicada na ligação do remo ao barco e a potência no apoio das mãos do remador. Haverá quem considere que esta se trata de uma alavanca interfixa, sendo o fulcro a ligação barco/remo, a resistência aplicada na extremidade imersa e a potência na outra extremidade. Curiosamente este não é um problema de fácil resolução. O mesmo se passa com o pé quando nos encontramos em bicos dos pés. Alguns consideram tratar-se de uma articulação inter-resistente (fulcro na ponta do pé – região metatarsal –, resistência na projeção vertical do CM do corpo

– algures entre a região do antepé e do retropé – e potência na inserção do tendão de Aquiles, na região do calcâneo), enquanto que outros consideram-na uma alavanca interfixa (resistência na região de contacto com o solo, onde se aplica a força de reação do solo “sobre a qual o sujeito se apoia”, fulcro no centro articular do tornozelo e potência no tendão de Aquiles).



FIGURA 20 - Exemplo de alavanca inter-resistente (de segunda ordem) e respetiva representação diagramática.

O terceiro tipo de alavancas são as **interpotentes (ou de terceira ordem, ou classe)**. Apresentam o ponto de aplicação da potência entre o fulcro e a resistência. É o caso do antebraço ao ser fletido sobre o braço por ação do bígite braquial (Figura 21).

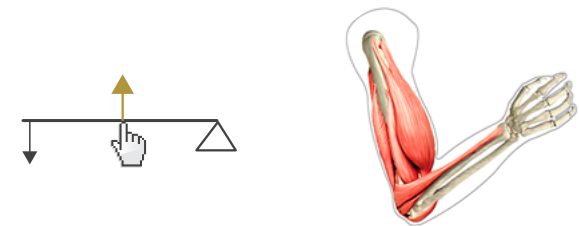


FIGURA 21 - Exemplo de alavanca interpotente (ou de terceira ordem) e respetiva representação diagramática.




 Arquimedes (287 a.C. - 212 a.C.), matemático, físico e inventor grego, já conhecia o princípio da alavanca. Ele escreveu ao rei Hierão de Siracusa: "Dê-me uma alavanca e um ponto de apoio que eu levanto a Terra".

FIGURA 22 - "Dê-me uma alavanca e um ponto de apoio que eu levanto a Terra".



PROPOSTA
DE TRABALHO

● **PERGUNTA**

Que tipo de alavanca escolheria Arquimedes, representada na Figura 22, para mover o mundo?

● **DESAFIO**

Que outras alavancas de cada um dos três tipos pode encontrar no corpo humano? Em cada exemplo que escolheu, explique a posição da potência, da resistência e do fulcro.

O estudo das alavancas é muitas vezes conduzido na estática, mas é naturalmente também determinante em dinâmica, quando os dois momentos de força não estão equilibrados.

Para além das alavancas, outra máquina simples muitas vezes estudada em estática e com óbvias implicações biomecânicas são os sistemas de **roldanas**. Uma roldana simples é muito útil para equilibrar uma carga, exercendo força numa direção que não aquela em que a carga está aplicada (Figura 23).

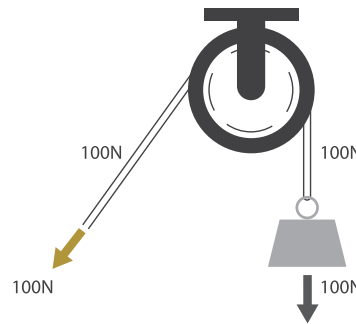


FIGURA 23 - Representação esquemática de uma roldana simples, que permite alterar a direção de aplicação da força necessária para vencer uma resistência, mas não a sua magnitude.

Um exemplo anatómico de roldana simples no corpo humano é o caso do quadríceps femoral e o tendão rotuliano no movimento de extensão do joelho. A direção da força produzida pelo grupo muscular corre aproximadamente paralela à coxa, mas a sua aplicação no osso acontece numa direção muitas vezes diferente (sempre que o joelho não esteja em extensão), aproximadamente paralela ao eixo longitudinal da perna.

Se se utilizarem duas roldanas já é possível conseguir outros efeitos mecânicos, nomeadamente é possível mobilizar uma carga com um esforço correspondente a metade da mesma (Figura 24).

Este efeito é particularmente importante para a definição da carga em máquinas de exercício. Efetivamente, na presença de uma ou mais roldanas livres, a carga a mobilizar não será o peso acoplado, mas apenas metade do mesmo (no caso de apenas uma roldana livre). Note que, sempre que troque de sala de exercício, deverá verificar a tipologia das máquinas existentes, para aferir em que medida a carga poderá ser alterada pelo número de roldanas.

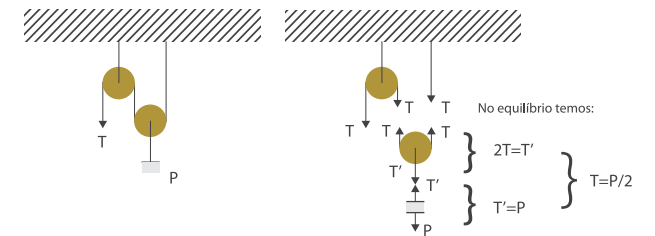


FIGURA 24 - Sistema de roldanas duplas tornando possível não apenas alterar a direção da força T necessária para vencer a resistência (P), como também reduzir a magnitude da mesma.

Uma outra máquina simples muito útil é o **Plano Inclinado**. O plano inclinado permite realizar o mesmo trabalho aplicando menos força, mas aumentando a distância percorrida. O exemplo mais comum é o da rampa. É necessária a aplicação de menos força para elevar uma carga uma dada

distância vertical se a mesma for progressivamente elevada através de sucessivos planos inclinados (rampas). Percorrer-se-á uma distância superior, mas aplicando menos força (Figura 25).

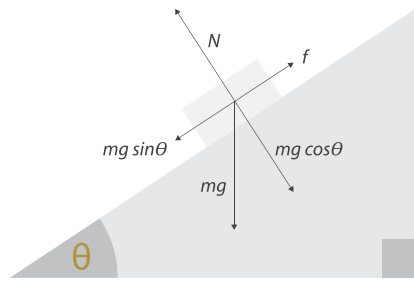


FIGURA 25 - Demonstração do plano inclinado como máquina simples que permite reduzir a força necessária (f) para elevar uma carga (mg).

No exemplo da Figura 25, para equilibrarmos o corpo no plano inclinado temos de aplicar uma força f de intensidade igual a $mg \sin \theta$, inferior ao peso mg (o peso $- mg$ – é decomposto na componente normal $mg \cos \theta$ e na componente tangencial $mg \sin \theta$) do corpo em questão, que teria de ser compensado pela força f , no caso de equilíbrio da carga.

A **cunha** e o **parafuso** são também exemplos de máquinas simples e casos particulares da aplicação do plano inclinado, usados para reduzir a intensidade de uma força necessária para produzir um dado efeito.

No desporto o plano inclinado é usado como noutras dimensões da vida. Da mesma forma que terá sido utilizado para construir as pirâmides do Egito, permitindo elevar grandes cargas com menos esforço, também permite aos alpinistas chegar ao topo das montanhas com menos esforço, apesar de os obrigar a percorrer distâncias mais longas. Sugere-se, a este propósito, que o leitor reflita acerca do verdadeiro valor da carga, ou da progressão da carga, num exercício de prensa de membros inferiores em plano inclinado. A mesma massa, deslocada a mesma distância num mesmo intervalo de tempo num plano mais ou menos inclinado, alterará a carga de treino em que medida?

2.1.3. DINÂMICA

2.1.3.1. LEIS DO MOVIMENTO: LEIS DE NEWTON

As Leis do Movimento de Newton são das formulações mais centrais da mecânica clássica. Foram publicadas em 1687 por Isaac Newton (*Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*). A maior evidência que sustentou a formulação das leis de Newton foi a demonstração das Leis de Kepler (1571 - 1630) - que descrevem o movimento dos planetas - quando Newton combinou as leis de movimento com a **Lei da Gravitação Universal**.

Newton enunciou três leis para o movimento linear dos corpos. Depois, Euler (1707 - 1783) resolveu a relação fundamental da dinâmica de Newton para os movimentos de rotação, ou movimento angulares.

! Primeira Lei do Movimento, ou Primeiro Princípio da Dinâmica

(Lei ou Princípio da Inércia)

O enunciado da 1.ª Lei do Movimento de Newton, em tradução livre, estabelece que:

UM CORPO PERMANECE IMÓVEL OU ANIMADO DE MOVIMENTO UNIFORME RETILÍNEO A NÃO SER QUE SOBRE ELE SEJA APLICADA UMA FORÇA RESULTANTE DIFERENTE DE ZERO.

Este princípio foi inicialmente formulado por Galileu Galilei e, depois, confirmado por Newton.

A **inércia** é, assim, a propriedade física da matéria (dos corpos dotados de massa) que determina a sua tendência para manter o estado de repouso ou de movimento que a caracteriza em determinado momento (ou que caracteriza a resistência que ele oferece a alterar esse estado): se está imóvel tende a permanecer imóvel; se está em movimento tende a permanecer em movimento e com velocidade invariável (constante).



É curioso que muitas pessoas pensam, intuitivamente, que para que um corpo permaneça em movimento retilíneo uniforme é necessário que esteja sujeito a uma força. Não é! A ação de uma força é apenas necessária para alterar esse estado de movimento do corpo.



Mais dois exemplos simples do desporto:

1. Quando um desportista se encontra em movimento em associação a um outro corpo ou dispositivo (um cavalo, uma bicicleta ou um skate, por exemplo) e este último é subitamente frenado (desacelerado), o desportista tende a ser projetado na direção do movimento inicial; tende a manter o seu estado de movimento, por efeito de inércia (Figura 26).

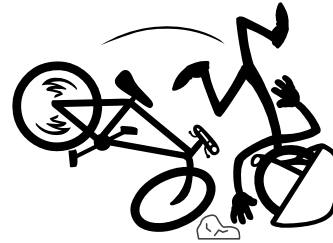


FIGURA 26 - Representação humorística do efeito de inércia.

2. Qualquer engenho desportivo mantém-se imóvel se sobre ele não aplicarmos uma força. Uma bola permanecerá sempre imóvel na marca de grande penalidade se nenhuma ação se desenvolver sobre ela; se o jogador não a chutar, aplicando sobre ela (sobre a sua massa) uma força. E quanto maior for a massa da bola, mais difícil será colocá-la em movimento; será necessário aplicar uma força mais intensa para conseguir o mesmo efeito, uma vez que a sua inércia é superior.



A noção de massa é, efetivamente uma noção abstrata e difícil de definir. Einstein fê-lo na sua relação com a energia na equação $E = m \cdot c^2$, mas a forma mais habitual é exatamente pela relação inversa da variação da aceleração com a massa para uma determinada força que sobre ela se exerça. Felizmente, a massa das bolas oficiais de futebol está standardizada, normalmente através da noção de peso (apesar de suscetível a ligeiras flutuações, por exemplo em função de eventuais retenções de água). Esta é talvez a forma mais comum de nos aproximarmos da noção de massa: o peso de um corpo é a força com que ele é atraído num dado campo gravítico; no caso da Terra e ao nível do mar, os corpos deixados livres ficam sujeitos a uma aceleração de 9.8 m/s^2 para o centro da Terra, a chamada aceleração da gravidade. O peso do corpo é dado pelo produto da sua massa pela aceleração da gravidade:

$$P = m \cdot g$$

Diz-se que os corpos de massa mais elevada pesam mais e que os de menor massa pesam menos, sendo o peso, portanto, a medida da força com que a Terra atrai os corpos para si.

A unidade de massa do Sistema Internacional de Unidades (SI) é o quilograma (kg) – definido pelo quilograma-padrão, guardado em França – enquanto que o peso, enquanto força, se expressa em Newtons (N) – a força de 1 N é a força necessária para acelerar em 1 m/s^2 uma massa de 1 kg. Como se percebe, massa e peso são noções muito frequentemente confundidas pelo senso-comum.



PROPOSTA DE TRABALHO

ESTÁ AGORA EM CONDIÇÕES DE REALIZAR UM PEQUENO EXERCÍCIO DE VERIFICAÇÃO DE CONHECIMENTOS:

1. Distinga massa e peso de um corpo;
2. Defina inércia de um corpo e relacione-a com a massa desse corpo.



Segunda Lei do Movimento, ou Princípio Fundamental da Dinâmica

O enunciado da 2.ª Lei do Movimento de Newton, também em tradução livre, estabelece que:

A ALTERAÇÃO DO ESTADO DE MOVIMENTO DE UM CORPO SUBMETIDO À AÇÃO DE UMA FORÇA RESULTANTE DIFERENTE DE ZERO É INVERSAMENTE PROPORCIONAL À MASSA DO CORPO CONSIDERADO E DIRETAMENTE PROPORCIONAL À INTENSIDADE DA FORÇA RESULTANTE, REALIZANDO-SE NA DIREÇÃO E SENTIDO NOS QUAIS AQUELA FORÇA É APLICADA.



A equação que descreve a 2ª Lei do Movimento é a já referida equação fundamental da dinâmica, ou equação do movimento:

$$F = m \cdot a$$

Na equação anterior, F representa a força resultante aplicada sobre o corpo, m a sua massa e a a **aceleração** a que fica sujeito ou, dito de outra forma, a **taxa** de variação do seu estado de repouso ou de movimento (por taxa entende-se a razão de variação em ordem ao tempo).

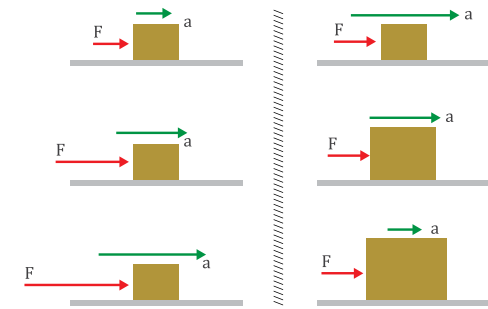


FIGURA 27 - Relação entre força aplicada num corpo e a aceleração a que este se submete. Para corpos de massa similar (volume idêntico e densidade idêntica), quanto maior a força aplicada, maior a aceleração a que se sujeitará (esquerda). Se a massa variar, a mesma força induzirá acelerações tanto menores quanto mais elevada for a massa do corpo em questão (direita).

A Figura 27 ilustra a relação direta entre a força resultante aplicada a um corpo e a aceleração que dela decorre quando a massa é constante (coluna da esquerda) e da relação inversa entre massa e aceleração para uma mesma força resultante aplicada (coluna da direita).

A equação fundamental da dinâmica também traduz, portanto, a relação entre a força resultante que atua sobre um corpo e a taxa de variação da sua **quantidade de movimento linear, ou momento linear** $p = m \cdot v$, já que a **aceleração é a taxa de variação** (derivada -') da velocidade e a massa se mantém habitualmente constante:

$$F = p' = (m \cdot v)' = m \cdot (v)' = m \cdot a$$



Relembremos neste momento, a propósito da equação anterior, as noções importantes de velocidade e aceleração: **Velocidade** (\vec{v}) numa dada direção (x, y , ou z) é a taxa de variação temporal (a derivada no tempo) da posição (\vec{R}) que o corpo ocupa no espaço definido pelas dimensões x, y e z :

$$\vec{v} = \vec{R}'$$

ou seja:

$$v_x = R'_x; v_y = R'_y; v_z = R'_z$$

Aceleração (\vec{a}) é a taxa de variação temporal (a derivada no tempo) da velocidade de que o corpo está animado:

$$\vec{a} = \vec{v}'$$

Uma outra noção fundamental da dinâmica que decorre da 2.ª Lei do Movimento é a de **impulso** (I) da força resultante. Podemos chegar à definição de impulso de uma força pelo seu efeito: a variação da quantidade de movimento linear. Quando uma força resultante diferente de zero atua durante um intervalo de tempo Δt sobre um corpo de massa m constante, este último sujeita-se a uma variação da quantidade de movimento ($p = m \cdot v$). Assim:

$$I = \Delta p = m \cdot \Delta v$$



O impulso pode também ser descrito de forma simplificada através do conceito de força média por $I = F_{med} \cdot \Delta t$.



DESAFIO

Procure relacionar a relação fundamental da dinâmica com as equações do impulso antes apresentadas.

A noção de “impulso” que acabamos de introduzir e a noção mais intuitiva de “impulsão” no desporto, sobretudo associada aos saltos, são efetivamente uma e a mesma coisa; para que um desportista se impulsione mais (salte mais alto, por exemplo), necessitará de uma de duas coisas: de aplicar mais força num mesmo intervalo de tempo, ou de aplicar a mesma força num intervalo de tempo maior. Como no desporto, em geral, procuramos fazer sempre tudo o mais rapidamente possível, o ideal seria sermos capazes de aplicar uma força suficientemente mais elevada para, num tempo de aplicação menor produzir o mesmo impulso. Ora, isso pressupõe que o desportista consiga ser **mais potente** (DESAFIO: procure esclarecer esta relação).

Tomemos agora um exemplo relevante de aplicação da 2.ª Lei do Movimento ao desporto: o caso da **caracterização da carga** a que se sujeita um atleta num exercício de treino de força com pesos (Figura 28). Ao elevar uma carga num dado exercício, imaginemos 490 N (grosso modo 50 kg de massa de ferro ao nível do mar, onde $g = 9.8 \text{ m.s}^{-2}$), a força a aplicar pelo sujeito sobre a massa na direção vertical, sentido ascendente, será tanto mais intensa quanto maior for a aceleração que imprima à barra.

A força a exercer acima de 490 N ($50 \text{ kg} \times 9.8 \text{ m.s}^{-2}$) será dada por: $F \text{ (N)} = 50 \text{ (kg)} \cdot a \text{ (m.s}^{-2}\text{)}$. Deste exemplo percebemos que quanto maior for a aceleração da barra, mais intensa terá de ser a força muscular a ser desenvolvida pelo desportista. A carga não poderá ser apenas caracterizada pelo peso a mobilizar (normalmente chamada carga inercial), mas também pela forma como esse deslocamento é realizado, nomeada e especialmente pela aceleração que o caracterize.

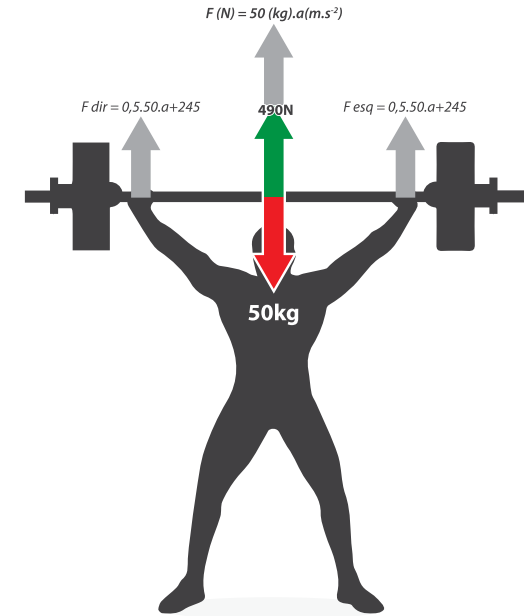


FIGURA 28 - Aplicação da 2.ª Lei do Movimento de Newton a exercícios de elevação de cargas em treino desportivo. A variação da aceleração da carga inercial imporá valores igualmente variáveis da força a aplicar relativamente ao que se observaria se o movimento fosse realizado a velocidade constante.



Um outro exemplo, muito importante, consubstancia-se no amortecimento de cargas pelo sistema biomecânico. Considere-se uma situação de queda (recepção ao solo), ou de amortecimento de um impacto qualquer, por exemplo, depois de um salto. A tarefa consiste em reduzir a zero uma dada quantidade de movimento de que o corpo vem animado (velocidade de queda multiplicada pela respetiva massa). Para conseguir levar a bom termo essa tarefa, o atleta tem de produzir um impulso negativo, que se oponha ao movimento de que o corpo vem animado. O mesmo impulso pode ser conseguido de duas formas extremas, ou por qualquer das respetivas soluções intermédias: ou o sujeito produz uma força muito intensa num intervalo de tempo muito curto, ou produz uma força relativamente pouco intensa durante um intervalo de tempo mais longo. No caso de uma recepção ao solo ou do amortecimento de um impacto qualquer, o que o atleta deve fazer é tentar prolongar tanto quanto possível o tempo

de aplicação da força, para que a mesma seja mínima para um dado valor pretendido do impulso. No caso da recepção ao solo, o atleta tenderá a tocar primeiro com o antepé, depois a realizar uma flexão dorsal do pé em contração dinâmica excêntrica dos flexores plantares, uma progressiva flexão do joelho, também em contração excêntrica dos quadríceps e, finalmente, uma flexão da anca, em contração excêntrica dos glúteos. O atleta poderia optar por não amortecer a queda, maximizando a força num intervalo de tempo muito curto, mas poderia, com essa estratégia, não conseguir o impulso frenador necessário e, em consequência, poder-se-ia lesionar.



Terceira Lei do Movimento, ou Princípio da Ação e Reação:

O enunciado da 3.ª Lei do Movimento de Newton, uma vez mais em tradução livre, estabelece que:

PARA DOIS CORPOS (C E D) EM INTERAÇÃO, À AÇÃO DE UMA FORÇA CORRESPONDE SEMPRE UMA REAÇÃO OPOSTA (EXERCIDA NA MESMA DIREÇÃO, MAS EM SENTIDO CONTRÁRIO) E DE IGUAL INTENSIDADE. À FORÇA QUE C EXERCE SOBRE D, APLICADA EM D, ASSOCIA-SE A FORÇA QUE D EXERCE SOBRE C, APLICADA EM C. A UMA DELAS CHAMA-SE AÇÃO, À OUTRA REAÇÃO, E AMBAS CONSTITUEM UM PAR AÇÃO-REAÇÃO.

Este princípio estabelece que todas as forças resultam das interações entre corpos.

Analise-se o caso dos dois lutadores da Figura 29. Aquando do contacto de ambos, as forças exercidas da direita para a esquerda e da esquerda para a direita na direção horizontal terão a mesma intensidade (empurram-se mutuamente!). Porém, como a massa dos dois sujeitos não é presumivelmente a mesma, de acordo com a 2.ª Lei do Movimento, o de menor massa será mais acelerado do que o de massa superior e ambos em sentidos contrários.



FIGURA 29 - Exemplo da aplicação da 3.ª Lei do Movimento de Newton. Apesar da força de reação ser, em módulo, igual à força aplicada, a aceleração a que se sujeita o lutador de menor massa será superior.

O mesmo se passa entre, por exemplo, um corredor e a própria Terra (sim, o Planeta Terra!). Quando o corredor exerce força para trás na etapa terminal da fase de apoio plantar, a Terra sujeitá-lo-á a uma força de reação da mesma intensidade, igualmente horizontal, mas aplicada de trás para a frente, responsável pela sua aceleração para diante. **A Terra é também acelerada para trás pela ação do corredor, mas numa medida determinada pela proporção inversa da diferença de massas entre o corredor e o planeta, de tal forma que é desprezável** (Figura 30).

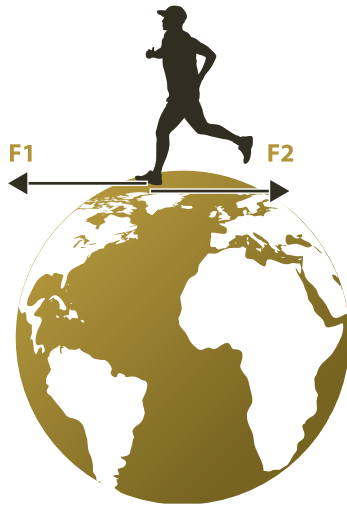


FIGURA 30 - Um corredor aplica uma força motora sobre a Terra. Tal como o corredor, a Terra também será acelerada pela força de reação (igual, em módulo, à força aplicada pelo corredor), mas na razão inversa das respetivas massas.



As relações que acabamos de descrever foram percebidas por Newton, sustentando o enunciado do **Princípio da Conservação do Momento Linear**:

A QUANTIDADE DE MOVIMENTO TOTAL DE UM CONJUNTO DE OBJETOS PERMANECE INALTERADA, A NÃO SER QUE UMA FORÇA EXTERNA SEJA EXERCIDA SOBRE O SISTEMA:

$$p=p_0 \Leftrightarrow m \cdot v=m0 \cdot v0 =Constante$$

2.1.3.2. O CASO PARTICULAR DO MOVIMENTO DE ROTAÇÃO – A EQUAÇÃO DO MOMENTO DE FORÇA E A CONSERVAÇÃO DO MOMENTO ANGULAR

As leis do movimento, conforme as estudámos até agora, aplicam-se ao **movimento linear**. O movimento linear é também designado por **movimento de translação** e caracteriza-se por todas as partes de um corpo rígido se deslocarem num dado intervalo de tempo a mesma distância na mesma direção. Pode ser retilíneo ou curvilíneo.

Para além do movimento linear, reconhece-se outro tipo de movimento particularmente relevante, especialmente quando consideramos o movimento relativo dos segmentos corporais, por exemplo do ser humano: o **movimento de rotação**, ou **movimento angular**. Neste tipo de movimento, todos os pontos de um corpo rígido deslocam-se, no mesmo intervalo de tempo, a mesma distância angular em torno de um eixo de rotação considerado e num plano perpendicular a esse mesmo eixo.

As relações fundamentais da mecânica que estudámos antes para o movimento linear foram desenvolvidas para o movimento angular por Euler.

A **relação fundamental da dinâmica aplicada ao caso particular do movimento angular, como já vimos anteriormente**, escreve-se:

$$M_F = I \cdot \alpha$$

Na equação anterior M_F representa o momento de força da força F , ou torque, I o **momento de inércia** e α a **aceleração angular**.

O **momento de força**, que já estudámos aquando do estudo das alavancas, é descrito pelo produto da intensidade dessa força pela distância perpendicular à linha de ação da força, que separa o seu ponto de aplicação do eixo de rotação – normalmente designado por **braço de força**, **braço do momento de força**, ou **braço de alavanca** (r) – Figura 31.



FIGURA 31 - O menino aplica um momento de força ao pião, fazendo-o rodar, quando o cordel, ao desenrolar-se, aplica uma força tangencialmente ao bojo do engenho, afastada de r perpendicularmente ao eixo de rotação, que atravessa longitudinalmente o pião.

O **momento de inércia** (I) configura também aqui, no caso particular do movimento angular, a medida da resistência à aceleração, ou, se preferirmos, a relutância do corpo sobre o qual é aplicado um momento de força em alterar o seu estado de repouso ou de movimento angular (lei da inércia). É descrito pelo produto da massa do corpo pelo quadrado do seu afastamento radial relativamente ao eixo de rotação (normalmente medido a partir do CM):

$$I = m \cdot r^2$$

No caso de corpos extensos ou constituídos por várias partes, temos de somar a contribuição do momento de inércia de cada uma das partes para o momento de inércia total:

$$I = \sum m_i \cdot r_i^2$$



PROPOSTA DE TRABALHO

EXPERIÊNCIAS

Podem realizar-se uma ou duas experiências simples para perceber melhor a noção de momento de inércia:

1. Tente-se rodar um guarda-sol a uma dada velocidade em torno do seu eixo longitudinal. Compare-se o esforço necessário para o fazer com ele fechado e com o pano amarrado em torno do eixo e com ele aberto, com a massa mais afastada do eixo.
2. Fixe-se uma bola na extremidade de um fio. Tente-se fazê-la rodar com uma pega mais curta e outra mais comprida do fio. Observe-se em qual das situações é mais fácil colocar a bola a rodar a uma dada velocidade angular. Uma vez a bola a rodar, observe-se em que situação é mais fácil fazê-la parar – com cabo curto ou com cabo longo?

A aceleração angular, como deve ser lembrado, é dada pela segunda derivada no tempo da posição angular (θ_x , θ_y ou θ_z).

Do que acabamos de expor, percebe-se que uma aceleração angular aumentada de um objeto será conseguida através das seguintes alternativas:

- ◆ Aumento da intensidade da força F (aumento de M_p);
- ◆ Aumento do braço de força r (aumento de M_p);
- ◆ Redução da massa do corpo (redução de I);
- ◆ Redução do afastamento radial (r) da massa relativamente ao eixo de rotação (redução de I).

Que **consequências podemos retirar destes conceitos para o desporto?** São várias. Tentemos alguns exemplos:

1. Para um ginasta conseguir realizar, com uma mesma capacidade de elevação, o maior número possível de mortais (no praticável ou no trampolim, por exemplo) ele deverá preferir adotar a posição de “engrupado” (formando como que uma bola em torno do eixo), de “encarpado” (mantendo os membros inferiores estendidos, fletindo o tronco e encostando a cabeça aos joelhos), ou de “empranchado” (mantendo o corpo completamente estendido com as mãos ao lado das coxas)?



2. Para elevar uma barra de pesos num concurso de halterofilismo o atleta deverá tentá-lo com o halter junto ao corpo, fletindo os membros superiores e inclinando o tronco atrás, ou, pelo contrário, afastando os membros superiores do tronco, fletindo este ligeiramente e mantendo os membros superiores com os cotovelos estendidos e com flexão parcial dos ombros?

3. Desconsiderando as diferenças de capacidade de restituição de energia elástica pelo encordoado de uma raquete de ténis em diferentes pontos da sua superfície, e supondo-se uma mesma velocidade angular do braço, obter-se-á um efeito superior sobre a bola se a raquete for pegada pela extremidade do punho, o membro superior se mantiver estendido e a bola ser tocada próximo da extremidade distal da raquete, ou, pelo contrário, se a bola for batida junto do cabo, com pega muito curta e com o membro superior fletido?

4. Já agora, retomando o exemplo da raquete, quando é que o tenista percebe como mais violento um impacto da bola na sua raquete? Quando esta a toca na extremidade distal com o membro superior estendido e afastado do tronco, ou com o membro superior fletido, próximo do tronco e com um contacto da bola próximo do cabo?

Na Figura 32 podemos observar um patinador em duas circunstâncias distintas, mas rodando em ambas.



PROPOSTA DE TRABALHO

PERGUNTAS

- Em qual das situações a massa do patinador está distribuída de forma mais próxima ao eixo de rotação?
- Em qual das situações um mesmo momento de força proporcionaria uma maior aceleração angular, ou uma mesma aceleração angular requeriria um menor momento de força?



FIGURA 32 - Quando o patinador afasta parte da sua massa corporal do eixo de rotação, aumenta o seu momento de inércia, diminuindo a aceleração angular para um dado momento de força.



Da mesma forma que antes associámos a relação fundamental da dinâmica (linear) à quantidade de movimento, ou momento linear, podemos também associar a sua expressão angular à **quantidade de movimento angular**, ou momento angular (L) de um corpo. O exemplo do patinador que antes tratámos pode, de resto, ser melhor explicado exatamente pelo enunciado do Princípio da Conservação do Momento Angular.

O **momento angular** é a grandeza física que associa a **velocidade angular** de um corpo em rotação e a distribuição da sua massa. De uma forma simples, o momento angular (L) de um corpo rodando em torno de um eixo fixo pode ser determinado através da velocidade angular w e de uma medida que já descrevemos: o momento de inércia (I):

$$L = I \cdot \omega$$

Mais uma vez, o momento de força resultante aplicado sobre o corpo em rotação determina a taxa de variação no tempo do momento angular, mantendo-se o momento angular inalterado se sobre o corpo não atuar um momento de força resultante diferente de zero (**Princípio da Conservação do Momento Angular**):

$$M_F = I \cdot \omega'$$

$$M_F = L'$$



PROPOSTA
DE TRABALHO

DESAFIO:

Procure agora explicar como é que a patinadora aumenta a velocidade angular sem que sobre ela atue qualquer momento de força resultante diferente de zero (despreza-se a resistência do gelo).

$$L = I \cdot \omega = I_0 \cdot \omega_0 = \text{constante}$$

Se:

$$I < I_0$$

então

$$\omega > \omega_0$$

Se o momento angular permanece constante se nenhum momento de força resultante atuar, então, quando a patinadora reduz o momento de inércia aproximando os membros superiores do eixo de rotação, verá, como consequência, a sua velocidade angular em torno do eixo longitudinal aumentar.

2.1.3.3. MECÂNICA LINEAR E MECÂNICA ANGULAR

Em síntese, é possível estabelecer um paralelismo estreito entre a mecânica linear e a mecânica angular, nomeadamente entre as suas leis, grandezas e unidades (SI) (Quadro 1).

QUADRO 1 - Paralelismo didático entre a mecânica linear e a mecânica angular.

	MECÂNICA LINEAR	MECÂNICA ANGULAR
1ª Lei de Newton	Um corpo permanece imóvel ou animado de movimento retilíneo uniforme a não ser que sobre ele seja aplicada uma força resultante diferente de zero.	Um corpo permanece imóvel ou animado de movimento angular uniforme a não ser que sobre ele seja aplicado um momento de força resultante diferente de zero.
2ª Lei de Newton	A mudança de movimento de um corpo submetido à ação de uma força resultante diferente de zero é inversamente proporcional à massa do corpo considerado e diretamente proporcional à intensidade da força motora, realizando-se na direção e sentido nos quais aquela força é aplicada.	A mudança de movimento de um corpo submetido à ação de um momento de força resultante diferente de zero é inversamente proporcional ao momento de inércia do corpo considerado e diretamente proporcional à intensidade do momento de força motor, realizando-se na direção e sentido nos quais aquele momento de força é aplicado.
3ª Lei de Newton	À ação de uma força corresponde sempre uma reação oposta (exercida na mesma direção, mas em sentido contrário) e de igual intensidade.	À ação de um momento de força corresponde sempre um momento de força de reação que lhe é oposto (exercido na mesma direção, mas em sentido contrário) e de igual intensidade.
Medida de Inércia (SI)	Massa m (kg)	Momento de Inércia $I = m \cdot r^2$ (kg.m ²)
Velocidade (SI)	Velocidade linear v (m.s ⁻¹)	Velocidade angular ω (rad.s ⁻¹)
Aceleração (SI)	Aceleração linear a (m.s ⁻²)	Aceleração angular α (rad.s ⁻²)
Quantidade de Movimento (SI)	Momento linear $p = m \cdot v$ (kg.m.s ⁻¹)	Momento angular $L = I \cdot \omega$ (kg.m ² .rad.s ⁻¹)
Elemento motor (SI)	Força $F = m \cdot a$ (N)	Momento de força $M_F = I \cdot \alpha$ (Nm)

2.2. Projéteis



Designa-se por projétil o corpo sólido, com massa diferente de zero, lançado e abandonado no espaço depois de ter sido submetido a um impulso (uma força atuando durante um determinado intervalo de tempo).

A mecânica dos projéteis é muito importante em desporto, porque em muitas das modalidades desportivas a ação decorre exatamente através da manipulação, lançamento e receção de projéteis. É o caso dos desportos com bola, na sua generalidade, ou dos lançamentos no atletismo. É ainda o caso das modalidades desportivas em que é o próprio corpo do praticante que se comporta como um projétil: as modalidades que comportam saltos, como a ginástica, os saltos para a água, os saltos em atletismo, o basquetebol, o voleibol, etc. Trata-se, portanto, de um caso particular da mecânica, muito relevante para a compreensão da técnica desportiva em geral.

No estudo dos projéteis, procede-se normalmente a uma severa simplificação das condições em que decorre a ação; normalmente o corpo projetado considera-se representável por uma partícula ou ponto material (ponto sem dimensões e com a massa do corpo todo associada ao CM¹ do corpo em questão), para além de que, na maioria dos casos, considera-se o movimento circunscrito a um plano, portanto definível por duas dimensões.

¹ A posição (x_{CG}) do CG obtém-se através do ponto definido pela média ponderada da posição (x_1 e x_2) das partículas constitutivas do corpo pela respetiva fração de massa (m_1 e m_2) de cada partícula (massa de cada partícula dividida pela massa total $M = m_1 + m_2$): $x_{CG} (cm) = (m_1 x_1 + m_2 x_2) / M$

2.2.1. QUEDA DOS GRAVES

A queda de um corpo abandonado no espaço sem se submeter a um impulso qualquer que não o produzido pela força da gravidade, consiste na situação mais simples de um projétil.



PROPOSTA
DE TRABALHO

PERGUNTA:

Quando largados de uma mesma altura, sem impulso que não o gravítico, qual a bola que cairá a velocidade mais elevada: um peso de lançamento em atletismo ou uma bola de voleibol? E ambas cairão a uma velocidade maior, igual ou superior à de uma pena de pássaro?

42

Com Aristóteles (384-322 a.C.), na Grécia clássica, pensava-se que o movimento de um corpo necessitava de ser “alimentado” por uma ação; isto é, que para que o movimento fosse mantido era necessário atuar sobre o objeto.

Na opinião de Aristóteles, um corpo mais pesado cairia portanto mais depressa do que um corpo mais leve, uma vez que ficaria sujeito a uma ação (à do seu peso) superior. Só com Galileu é que esta conceção foi ultrapassada e se percebeu que não é efetivamente assim que as coisas se passam. Curiosamente, porém, ainda hoje há muito boa gente que, intuitivamente, pensa que para manter um corpo em

movimento é necessário atuar sobre ele para o conseguir, ou que um corpo mais pesado cairá a maior velocidade quando abandonado. Nada mais errado!

Galileu percebeu este efeito quando utilizou, para substituir a queda livre, a queda no plano inclinado, tendo percebido que a aceleração de todos os corpos, independentemente da sua massa, era idêntica e que, por isso, no mesmo lugar todos tinham a mesma velocidade terminal.

No caso da pena de pássaro já poderemos ter um outro efeito a comprometer a experiência. A pena, devido à sua reduzida massa e área grande, é muito sensível à força de resistência aerodinâmica que o ar oferece a todos os corpos que se deslocam no seu seio, mas que, relativamente ao peso da bola de voleibol ou ao peso do engenho de atletismo, seria desprezável. Nestes casos, portanto, pode considerar-se que a resistência aerodinâmica não interfere e a única força em presença é gravitacional. No caso da pena a resistência aerodinâmica não se pode negligenciar e a pena chega mesmo ao chão mais tarde e a uma velocidade menor do que o peso ou a bola. Porém, na ausência de ar – no vazio – isso já não aconteceria. Experiências realizadas na Lua por astronautas das missões Apolo mostraram isso categoricamente. Na Lua seria difícil de encontrar um pássaro (porque não teria ar para voar) e, por isso, também seria difícil de encontrar uma pena, mas quando David Scott (astronauta da NASA) levou para lá uma e a deixou cair da mesma altura e ao mesmo tempo que uma bola de chumbo, ela chegou ao chão ao mesmo tempo e animada da mesma velocidade.

Como é que isto acontece? Pensemos em qual é que é a única força a que fica submetido um corpo abandonado no espaço, se desprezarmos a resistência do ar. Trata-se da **força da gravidade**, ou força de atração gravítica exercida pela massa da Terra (ou da Lua, no caso da experiência do astronauta David Scott).

A força da gravidade (do latim *gravitas*, de *gravis*, pesado) foi definida por Newton através da formulação da **Lei da Gravitação Universal** que, conjuntamente com as três leis do movimento (na terceira das quais se fundamenta), alicerçaram a mecânica clássica:

Dois corpos (pontos materiais) atraem-se entre si com forças de sentido contrário e igual intensidade, a qual é proporcional ao produto das suas massas e inversamente proporcional ao quadrado da distância que os separa (Figura 33).

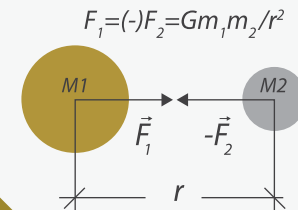


FIGURA 33 - Lei da Gravitação Universal.

Na Figura 33, F_1 e $-F_2$ (N) referem-se às forças com que se atraem os corpos 1 e 2, G é a constante de gravitação universal ($G = 6.67 \times 10^{-11} \text{ Nm}^2/\text{kg}^2$), que expressa a atração experimental por dois corpos de 1 kg de massa cada um, separados entre si de 1 m. As massas dos corpos em questão são representadas por m_1 e m_2 (kg) e r representa a distância entre os corpos.

Reza a lenda que Newton terá descoberto a Lei da Gravitação Universal refletindo sobre a queda de uma maçã (Figura 34).



FIGURA 34 - A lenda da maçã caindo sobre Newton, que terá despoletado o enunciado da Lei da Gravitação Universal.

43

Partindo da relação fundamental da dinâmica e sabendo que a força com que a Terra (m_1) atrai qualquer corpo (m_2) é dada pela expressão anterior, percebe-se que a aceleração gravitacional (g) a que sujeita o corpo m_2 a uma distância r é função da massa da terra (m_1) e não da massa do corpo:

$$F_1 = G m_1 m_2 / r^2$$

Pela 2ª lei de Newton, $F_1 = m_2 a$, pelo que obtemos $a = G m_1 / r^2$. Como esta aceleração é a aceleração da gravidade, que geralmente se nota por g , obtemos

$$g = G m_1 / r^2$$

Percebe-se também que a aceleração a que os corpos são sujeitos decresce com o quadrado do afastamento (r) ao centro do corpo que os atrai.

A força da gravidade com que a Terra atrai para o seu centro os corpos que se encontram à sua superfície (ao nível do mar) é de tal forma que lhes impõe uma aceleração de $g = 9.8 \text{ m.s}^{-2}$.



A aceleração a que fica sujeito um corpo deixado livre no espaço é função da massa da Terra e não da sua própria massa, pelo que corpos de peso diferente caem ao solo (partindo da mesma altura e ao mesmo tempo) a uma velocidade terminal idêntica.

2.2.2. QUEDAS NO PLANO (2D)

Suponhamos agora que o corpo em queda, não foi abandonado imóvel no espaço, mas que vinha animado de uma dada velocidade horizontal inicial v_{x0} . Seria o que aconteceria se uma bola rolando sobre uma mesa subitamente atingisse o limite desta (Figura 35).

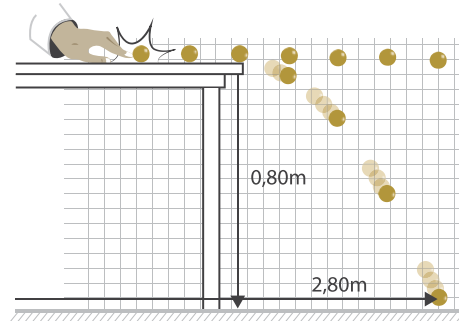


FIGURA 35 - Queda de um grave animado de velocidade inicial.

Desconsiderando mais uma vez a resistência do ar, a velocidade horizontal da bola no momento de perda de contacto com a mesa seria mantida, ao mesmo tempo que a aceleração da gravidade a puxaria para o chão. A bola descreveria assim uma trajetória representada por metade de uma parábola caracterizada por:

- Uma velocidade horizontal inicial diferente de zero ($v_{x0} > 0$ = constante)
- Uma velocidade vertical inicial igual a zero ($v_{y0} = 0$)
- Uma aceleração horizontal zero ($a_x = 0$)
- Uma aceleração vertical superior a zero e igual a g (9.8 m.s^{-2})

A velocidade vertical aumenta à razão de 9.8 m.s^{-1} em cada segundo, caindo a bola a uma velocidade crescente (movimento uniformemente acelerado), mas a distância horizontal percorrida mantém-se constante em cada intervalo de tempo (movimento uniforme).

Imagine-se agora que a bola é lançada na vertical a uma velocidade inicial (v_y) através de um canhão que se desloca a uma dada velocidade horizontal constante (v_x). A velocidade resultante de saída da bola seria v , um vetor inclinado, formando um dado ângulo θ com a horizontal. O mesmo efeito seria conseguido se a bola fosse lançada de um ponto estacionário segundo uma direção oblíqua, com ângulo inicial θ , e com uma velocidade composta $\vec{V}_0 = (V_{0x}, V_{0y})$ - Figura 36.



FIGURA 36 - Trajetória de um projétil lançado livremente no espaço com uma dada velocidade inicial (v_0), oblíqua relativamente à horizontal.

No exemplo, para quem se lembra de trigonometria:

$$v_x = v \cos \theta$$

$$v_y = v \sin \theta$$

Na medida em que o corpo está sujeito à aceleração negativa da gravidade, em cada instante a v_y vai ser dada pela velocidade y inicial (v_{0y}) subtraída da velocidade perdida por ação gravítica. Assim:

$$v_y = v_0 \sin \theta - gt$$

Não se aplicando outras forças que não a do peso do corpo (desprezando a resistência do ar), o corpo apresentaria uma velocidade vertical progressivamente reduzida (acelerada negativamente em 9.8 m.s^{-2}) até deixar de se elevar ($v_y = 0$ no ponto onde se observa a elevação máxima) a meio caminho do deslocamento horizontal máximo, findo o que passa a ser acelerado para baixo até atingir o solo (elevação mínima), no instante de alcance horizontal máximo. Observa-se, portanto, que o corpo descreve uma parábola (Figura 37).

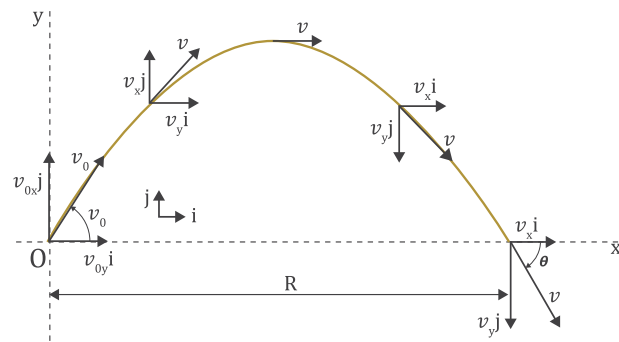
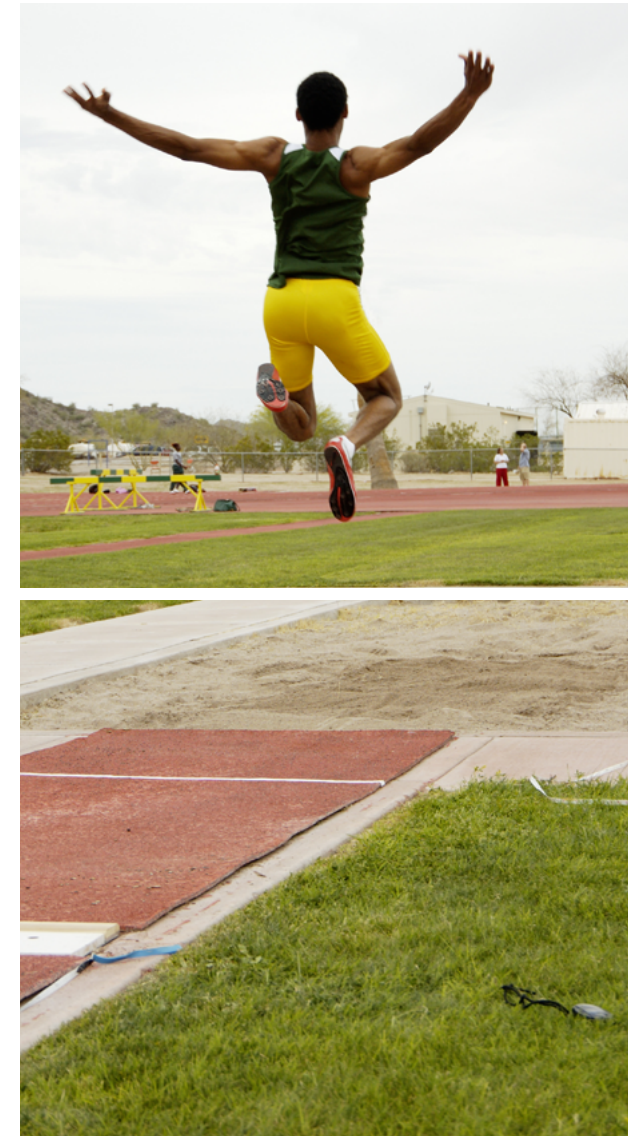


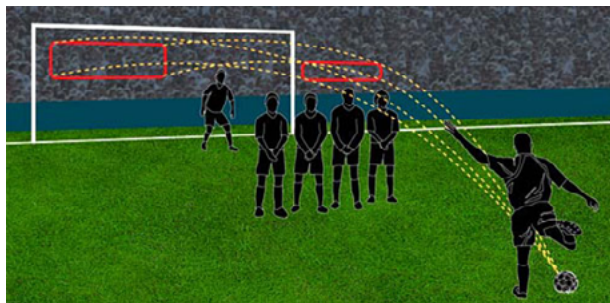
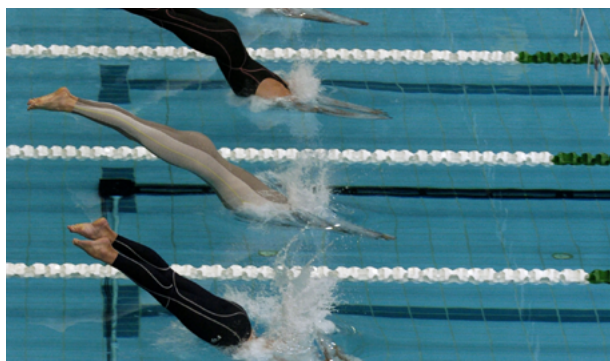
FIGURA 37 - Trajetória descrita por um projétil e alcance máximo, determinados em função da velocidade inicial e do ângulo de saída. De notar que a elevação da posição de saída relativamente ao plano do solo desempenha também um papel fundamental na determinação do alcance máximo.

Pode-se demonstrar que o alcance horizontal máximo é obtido com um ângulo de saída de 45° para uma elevação igual do ponto de lançamento e do ponto de queda. Aumentando o ângulo de saída cresce o alcance vertical e diminui o alcance horizontal, sendo a elevação máxima obtida com o lançamento vertical. Diminuindo o ângulo de saída (abaixo do valor de 45°) reduz-se quer o alcance vertical, quer o alcance horizontal.

Um saltador em comprimento deveria apresentar um ângulo de saída de cerca de 45° para conseguir o máximo alcance na parábola descrita pelo seu CM. No entanto, o ângulo de saída é normalmente cerca de metade deste valor, uma vez que os atletas na corrida de aproximação se deslocam com velocidade horizontal, a qual deve ser parcialmente convertida em velocidade vertical durante o apoio para a chamada. Ora esta conversão não é fácil (basta reparar que o recorde mundial de salto em altura é muito menor do que o de salto em comprimento) e se o atleta tentar ter velocidade vertical suficiente para que o ângulo de saída se aproxime de 45° , perderá demasiada velocidade horizontal e, como consequência, obterá um alcance menor.

Deve também preparar a receção com os membros inferiores à frente (também à frente do CM) para que efetivamente toque o chão à frente do estimado pela parábola (o que aconteceria sempre porque, de facto, o CM do saltador parte de uma distância vertical relativamente ao solo diferente de zero e termina o salto com o CM praticamente à altura do solo).





É importante notar, na trajetória de projéteis, que uma vez que se considera que nenhuma força para além da gravidade atua sobre o corpo após a saída, então a trajetória que irá ser descrita fica predefinida no momento da impulsão, não podendo ser alterada por nenhum movimento segmentar realizado durante o voo, pois assumimos que não existem forças de resistência externas (Figura 38). Isto é, faça o nadador o que entender durante o voo na partida, ou o basquetebolista gesticule como entenda durante o salto para o cesto, nada perturbará a parábola pré-desenhada para o seu CM. Apenas a posição relativa dos segmentos corporais se altera em relação à posição do CM enquanto este descreve aquela trajetória. Alguns nadadores realizam “chutos” no ar durante a partida, mas isso não os leva mais longe. Alguns futebolistas baixam os braços durante o cabeceamento para “baixar o CM dentro do seu corpo”, elevando com isso a cabeça relativamente à trajetória do CM, o que poderá ser favorável para a elevação da cabeça, ou para a velocidade de impacto do jogador contra a bola, mas não altera a trajetória do CM.

Valerá a pena referir que o que acima foi dito não é necessariamente válido para uma bola depois de lançada (chutada, batida, etc.), já que na maioria dos casos ela é concomitantemente animada de um movimento de rotação que lhe impõe, durante a trajetória aérea, a uma força aerodinâmica externa suscetível de encurvar a sua trajetória relativamente à que seria balisticamente previsível. Chama-se a este fenómeno **Efeito Magnus**.

FIGURA 38 - Diferentes circunstâncias desportivas em que a dinâmica dos projéteis desempenha um papel nuclear. Nalguns casos, porém, poderão ter de se considerar outros fenómenos mecânicos.

2.3. Atrito

A força de atrito constitui um tipo de força de interação entre corpos, determinante para o entendimento de um importante conjunto de fenómenos biomecânicos, desde logo a locomoção, particularmente a marcha e a corrida. Para que nos possamos locomover necessitamos que seja produzida uma força de resistência ao deslizamento das solas dos nossos sapatos sobre o solo. Todos percebemos essa importância, mas particularmente os desportistas. A quem não ocorre imediatamente lembrar dos pitões das chuteiras dos futebolistas, ou os “bicos” dos sapatos de atletismo? Em contrapartida, em algumas outras atividades desportivas, quanto menor for essa resistência melhor, na maioria das circunstâncias. É o caso do esqui numa prova retilínea, por exemplo. Noutras modalidades esta força é gerida de uma forma muito criativa. No motociclismo, por exemplo, os pneus das motos de grande prémio têm um perfil em “V”, para que possam apresentar o mínimo contacto com o solo em linha reta (evitando a redução da velocidade associada ao que se designa por atrito de rolamento), mas o máximo de apoio em curva, quando a moto se inclina visível e quase incrivelmente para os lados, num ângulo próximo do ângulo do “V” do pneu.



A força de atrito é, então, a força de contacto entre as superfícies de dois corpos em movimento relativo, ou na iminência de entrada em movimento relativo, exercida no plano estabelecido por essas superfícies e na mesma direção mas sentido contrário ao movimento relativo considerado. Esta força deve-se à maior ou menor aspereza (rugosidade superficial) dessas superfícies e à velocidade relativa entre ambas. Mas deve-se também e de forma particularmente relevante, à componente da força de contacto perpendicular às superfícies em causa.



PROPOSTA DE TRABALHO

EXPERIÊNCIA:

- 1°. Passe a palma da sua mão aberta sobre a superfície da sua mesa de leitura. Faça-o exercendo pouca força vertical sobre a mesa e faça-o depois “pesando” mais sobre a sua mão. Verifica que no segundo caso a mão se “agarra” mais à mesa e que o deslize é mais difícil. Experimente agora o mesmo movimento da mão sobre uma cadeira estofada com um tecido rugoso. Verificará que para a mesma força é mais difícil deslizar a mão no tecido rugoso do que na mesa lisa.
- 2°. Experimente agora deslocar sobre a mesa a mão à mesma velocidade, mas apenas apoiando um dedo sobre a mesa com a mesma força vertical que aplicou quando deslocou a mão com a superfície palmar toda apoiada. Foi agora maior ou menor a facilidade em conseguir o deslocamento?



CONCLUSÃO:

A produção de força de atrito dissipa energia sob a forma de calor (daí o habitual gesto de esfregar as mãos para as aquecer). Às vezes, parte da energia dissipada é também utilizada para produzir o desprendimento de porções de matéria à superfície (moléculas do material sujeito a atrito), num fenómeno que designamos por **abrasão**.

2.3.1. COEFICIENTE DE ATRITO

O coeficiente de atrito (estático e dinâmico) é uma grandeza sem dimensões que se atribui a um par de superfícies que contactem entre si e que depende da rugosidade dessas superfícies e do grau de acoplamento das mesmas. Percebe-se, por exemplo, que os pitões de alumínio parecem proporcionar um acoplamento aumentado da chuteira do futebolista à superfície da relva natural quando comparado com o solado sem pitões.

O coeficiente de atrito estático (μ_e) relaciona a força normal às superfícies em contacto com a força de atrito observada quando existe tendência ou estão na iminência de se moverem uma em relação à outra. Por sua vez, o coeficiente de atrito dinâmico, ou cinético (μ_c), relaciona a força normal às superfícies em contacto com o atrito a que ficam sujeitas quando já existe movimento relativo entre ambas. Pode observar-se que o coeficiente de atrito cinético é geralmente menor que o coeficiente de atrito estático.

Em fluidos (no ar e na água, por exemplo) também há atrito, mas a sua natureza é distinta e mais complexa.

2.3.2. ATRITO ESTÁTICO

Quando pretendemos colocar em movimento um corpo sobre outro há duas grandezas que complicam essa tarefa: uma é a massa do corpo (como vimos nas leis de Newton), que determina a medida da inércia desse corpo à variação do seu estado de movimento e a outra é a força de atrito estático que se desenvolve entre as duas superfícies em contacto: a do corpo que se vai deslocar e aquela sobre a qual ele se deslocará.

Uma forma particular de atrito estático é o atrito de rolamento de uma roda sobre outra superfície (o atrito do pneu da moto que referimos antes quando o pneu simplesmente rola sobre o asfalto – neste caso, apesar da roda se deslocar enquanto tal, cada ponto de contacto do pneu com a pista é estático – não durante as fantásticas derrapagens controladas de alguns motociclistas, como o nosso Miguel Oliveira (Figura 39) – esse é o atrito dinâmico!).



FIGURA 39 - Miguel Oliveira: a força de acreditar que é possível!! E outras forças...

A força de atrito estático interessante é a força de **atrito estático máximo** que se pode desenvolver entre duas superfícies imediatamente antes destas serem colocadas em movimento relativo (ainda sem que estas deslizem uma sobre a outra). Depois de o motociclista inclinar a moto na curva o pneu é capaz de controlar a **força centrífuga** que impulsiona o conjunto para fora, na medida do seu atrito estático máximo (de facto o atrito constitui a **força centrípeta**, que impulsiona o corpo para o centro da trajetória circular). Depois de este ser ultrapassado, o pneu começa a escorregar sobre a pista, em derrapagem, e a queda torna-se mais provável. A velocidade máxima numa curva de raio r pode ser demonstrada como:

$$v_{max} = \sqrt{\mu_e gr}$$

O futebolista, depois de apoiar a chuteira na relva para executar uma mudança súbita de direção, espera que o atrito estático seja suficiente para suportar o esforço inerente àquela ação, opondo-se a que a chuteira deslize sobre o relvado, comprometendo a ação técnica. O mesmo se passa com os jogadores de rugby quando formam uma *mêlée* (Figura 40).



FIGURA 40 - Formação de uma *mêlée* durante um jogo de rugby. A capacidade do calçado aderir particularmente ao solo é determinante para o sucesso da ação técnica.

Se o sujeito da Figura 41 aplicar uma pequena força sobre a caixa não a conseguirá mover. O atrito estático será capaz de a compensar e a resultante será nula, não se observando alteração do estado de repouso da caixa. Ele pode ir aplicando forças horizontais sucessivamente mais intensas, até que a dado momento ultrapassa a intensidade do atrito estático máximo e a força resultante passa a ser no sentido da força de tração exercida pelo indivíduo, permitindo a aceleração da caixa nessa direção e sentido.

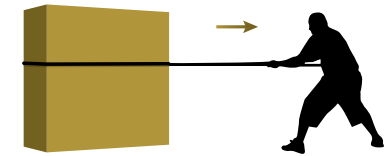


FIGURA 41 - É necessário vencer o atrito estático para acelerar um corpo sobre uma superfície. É a força resultante que excede o atrito que é responsável pela aceleração observada.

A menor força que permite deslocar o objeto considera-se ser uma estimativa conveniente do atrito estático máximo. De facto, essa é a força limite que obsta a que o objeto seja colocado em movimento e a sua intensidade é dada por:

$$F_{ae\ máx} = \mu_e \cdot N$$

onde N representa a intensidade da força normal ao plano das duas superfícies. No caso de as duas superfícies em contacto estarem em posição horizontal N será dado pelo peso P do corpo. No caso do plano inclinado, será a componente de P perpendicular à superfície de contacto ($N_i = P \cos \alpha$, necessariamente inferior a P , por isso mais fácil será colocar o corpo em movimento descendente, para além do peso apresentar também ele uma componente nesta direção que reforçará qualquer outra força motora externa que tenda a fazer o corpo deslizar para baixo no plano inclinado). Pela mesma razão também se verifica que é mais fácil elevar uma carga através de um plano inclinado do que diretamente na vertical.

2.3.3. ATRITO DINÂMICO OU CINÉTICO

Se o leitor realizar uma experiência semelhante à do sujeito que puxa a caixa na figura anterior, perceberá que logo após esta ter sido colocada em movimento, a força que necessita de realizar para a manter a deslocar-se a uma velocidade relativamente constante será menor do que a que foi necessária para a colocar em movimento. Isso deve-se não apenas ao efeito de inércia (já não está mais a acelerar a massa da caixa), mas também ao facto de o atrito dinâmico ser menor do que o atrito estático máximo.

A intensidade do atrito dinâmico ou cinético é dada pela expressão:

$$F_{ac\ máx} = \mu_c \cdot N$$

onde N representa, de novo, a intensidade da força normal ao plano das duas superfícies. Como se percebe pelas duas equações anteriores são os coeficientes de atrito estático e dinâmico que determinam a importância de um tipo de atrito em relação ao outro, uma vez que a força N é a mesma.

2.4. Trabalho, energia, potência e eficiência

Trabalho é um conceito que todos os treinadores dominam! Trabalho é o que não falta quando um treinador pretende organizar, planear, operacionalizar, conduzir e avaliar o processo de treino e de participação competitiva de uma equipa desportiva,

ou tão só de um único praticante. Entre as muitas características distintivas de um treinador de sucesso, provavelmente uma das mais destacadas seja efetivamente a sua capacidade de trabalho.

Em física, todavia, a noção de **trabalho** tem um sentido muito concreto; perfeitamente adequado, porém, à noção generalizada pelo senso comum. **Trata-se da medida da energia transferida de um corpo para outro pela aplicação de uma força ao longo de um deslocamento.** Quando um corpo aplica uma força sobre outro, deslocando o ponto de aplicação dessa força, realiza trabalho (trabalho **positivo**, ou **motor**, quando contribui para esse deslocamento acrescentando energia ao corpo, ou trabalho **negativo**, ou **resistente**, quando se opõe ao mesmo, subtraindo-lhe energia). O trabalho realizado por uma força é normalmente designado por W e a unidade do SI para trabalho é o Joule (J). Um **Joule** corresponde ao trabalho realizado por uma força de 1 N ao deslocar em 1 m o seu ponto de aplicação:

$$W = F \cdot d$$





Como se percebe pela definição de trabalho, caso não haja deslocamento não é realizado trabalho. Todavia, todos nós estamos bem cientes de que durante contrações musculares isométricas, por exemplo, onde não é realizado deslocamento, os nossos músculos consomem energia. Analisando detalhadamente, poderemos aperceber-nos que os tendões são distendidos e que existe deslocamento de proteínas contrácteis umas sobre as outras ao nível dos sarcómeros que constituem o músculo em contração isométrica. Afinal acaba por ser realizado trabalho, de facto, mas trabalho “interno” e não trabalho externo.

Da mesma forma, para que seja realizado trabalho é também necessário que exista uma força resultante aplicada ao corpo diferente de zero na direcção do movimento quando o deslocamento ocorre. Isto é, no movimento uniforme (velocidade constante, aceleração nula, resultante de forças aplicada nula) não ocorre produção de trabalho, isto é, não se acrescenta nem diminui energia mecânica ao corpo em deslocamento.

2.4.2. POTÊNCIA

Quando é realizado trabalho sobre um corpo de forma muito “rápida”, o deslocamento do ponto de aplicação da força por unidade de tempo é elevado. O produto da força pela velocidade de deslocamento do seu ponto de aplicação constitui, portanto, uma medida da taxa de produção de trabalho, ou do trabalho realizado por unidade de tempo. A esta nova grandeza mecânica chama-se **potência**. A potência designa-se por P e a unidade em que é expressa no SI é o Watt (W). $1W$ é o equivalente a um trabalho de $1J$ realizado em $1s$:

$$P = F \cdot v$$

A expressão anterior liga-se à expressão do trabalho da seguinte forma:

$$P = \Delta W / \Delta t = F \cdot \Delta R / \Delta t = F \cdot v$$

2.4.3. ENERGIA

Percebemos, portanto, que trabalho e energia mecânica são noções muito próximas. De facto, são noções tão próximas que são, inclusivamente, intermutáveis.

Energia é, por definição, a entidade física suscetível de realizar trabalho.

Dito de outra forma:

só se realiza trabalho sobre um corpo quando se transfere energia para o mesmo e quanto mais rapidamente esse processo acontecer, mais potente o mesmo se diz.

Quando dizemos que “alguém tem muita energia” percebemos que se pretende dizer que é alguém capaz de realizar muito trabalho ou de o realizar com elevada potência. Da mesma forma, o que um treinador pretende na generalidade do treino condicional que realiza com os seus atletas, nomeadamente o treino dos recursos bioenergéticos (aeróbio e anaeróbio) é aumentar a energia biológica disponível (capacidade dos sistemas bioenergéticos) para realizar trabalho (mecânico) e aumentar também a capacidade de ela ser mobilizada por unidade de tempo (potência dos sistemas bioenergéticos).

No treino desportivo falamos muito frequentemente de energia biológica; de ATP, de energia aeróbia e de energia anaeróbia. Trata-se de formas particulares de armazenamento químico (ou bioquímico) de energia (que em última análise provém do sol, ou da grande explosão inicial do universo: o **Big Bang**), que a contração muscular transforma em energia mecânica ao mobilizar os segmentos corporais de forma mais ou menos potente.



2.4.4. EFICIÊNCIA: PARADIGMA DO GESTO DESPORTIVO CORRETO

Quando transformamos uma forma de energia noutra, ou transferimos um mesmo tipo de energia de um corpo para outro, parte dessa energia transforma-se em calor, perdendo grande parte da sua capacidade para realizar trabalho. Essa perda irreversível e incontornável de energia útil (diz-se ser energia útil a que permite efetivamente realizar trabalho) para formas energéticas não-úteis designa-se por **entropia**. A variação do estado energético de um corpo entre o momento anterior à realização de trabalho sobre ele e após a realização de trabalho, adicionada à entropia observada nesse processo de transferência de energia (de realização de trabalho), deverá ser igual ao total de energia despendida no processo. Diz-se que um processo de transformação de energia é tanto mais **eficiente**, quanto menor for a entropia associada. Se E_f for o estado energético final do corpo sobre o qual foi realizado trabalho e E a energia despendida na realização desse trabalho, a eficiência (e) da transformação energética foi:

$$e = (E_f / E) \cdot 100$$

Como se percebe da equação anterior, a eficiência é normalmente descrita em percentagem da energia investida no processo de transferência e expressa a quantidade dessa energia que foi aproveitada em trabalho, fazendo variar o estado energético do corpo em questão.

Sendo o desportista um sistema bioenergético com recursos limitados, nomeadamente nos registos mais elevados de potência, é decisivo que todos os seus movimentos produzidos em contexto de realização desportiva impliquem transferências de energia eficientes, com reduzida entropia. Diz-se nesse caso que o movimento é eficiente e, para o mesmo trabalho realizado, mais energia foi reservada para aumentar ainda mais a potência a que esse trabalho pode ser realizado, ou para realizar trabalho extra. Para termos uma ideia de como pode variar a eficiência do movimento humano note-se que a locomoção bípede, a marcha e a corrida, podem apresentar valores de eficiência acima dos 20%; enquanto a natação humana, por exemplo, dificilmente atinge valores de 10%, ficando-se normalmente por quase metade deste valor.



PROPOSTA DE TRABALHO

PERGUNTA

- Se pretendemos fazer uma longa viagem com a energia que temos disponível, deveremos preferir deslocar-mo-nos andando ou nadando?
- E se pretendemos maximizar a energia que despendemos, para emagrecer, por exemplo. Deveremos preferir nadar uma hora por dia, ou andar uma hora por dia?



A eficiência do movimento desportivo, em particular a forma de que este se deve revestir para a maximizar sem comprometer a respetiva eficácia (a capacidade de cumprir o objetivo para que foi realizado), constitui um dos aspetos centrais da investigação em desporto, com vista à maximização do aproveitamento biomecânico dos recursos bioquímicos, fisiológicos e outros (psicológicos, por exemplo) de que dispõe o atleta, transformando-os em *performance* potencial maximizada. Constitui, por isso, um dos critérios mais importantes de entre quantos se usam para **definir a técnica desportiva correta**.

2.4.5. FORMAS DE ENERGIA MECÂNICA: ENERGIA CINÉTICA E ENERGIA POTENCIAL

A energia mecânica subdivide-se em duas categorias: a **energia cinética**, ou energia do movimento e a **energia potencial**, ou energia de posição. A energia potencial pode, também, ser de natureza elástica.

2.4.5.1. ENERGIA CINÉTICA

A energia cinética (E_c) de um corpo é determinada pela sua massa (m) e pelo quadrado da velocidade (v^2) a que se desloca. A expressão que a descreve é:

$$E_c = 0.5 \cdot m \cdot v^2$$



PROPOSTA DE TRABALHO

DESAFIO

- Procure chegar à equação da energia cinética através da equação do trabalho realizado por uma força.



Ao duplicar a massa de um corpo em movimento duplica-se também a sua energia cinética, mas ao duplicar-se a sua velocidade, quadruplica-se a sua energia do movimento.



Um jogador de rugby com 100 kg de massa corporal animado de uma velocidade de 4 m/s que se sujeite a uma **colisão** com um adversário imóvel causará o quádruplo dos problemas do que impactando-o a 2 m/s. Mas que estrago será esse? Um jogador de 100 kg animado de uma velocidade de 4 m/s tem uma energia cinética de 800 J. Essa energia foi conseguida ao longo de um período de aceleração relativamente longo, em que uma força relativamente pequena foi sendo usada para progressivamente acelerar a massa e aumentar a velocidade do jogador. Quando ele subitamente colide contra o seu adversário, transmite-lhe parte dessa energia. Se porventura o não fizesse, se chocasse contra uma parede rígida, teria de, em escassos centímetros (os da sua deformação durante o impacto), realizar todo o trabalho dissipativo correspondente ao que lhe conferiu a energia cinética no momento do impacto. Teria, por isso, de se sujeitar a forças muito apreciáveis. Imagine que os 800 J, ou Nm, foram conseguidos através de uma força de 80 N aplicada ao longo de 10 m. Em apenas 0.1 m de deformação (será que o corpo se conseguiria deformar em 10 cm?), a força a que o jogador se sujeitaria para realizar o trabalho dissipativo necessário seria de 8000 N (aproximadamente 800 kg). A diferença é, grosso modo, entre 8 e 800 kg força! Para que tais forças não ocorram espera-se que o corpo que sofre a colisão se deforme também, absorvendo parte da energia cinética, ou não esteja fixo, podendo receber, por transmissão, apenas parte da energia cinética do impactante, uma vez que esta é reduzida das deformações entretanto produzidas em ambos.

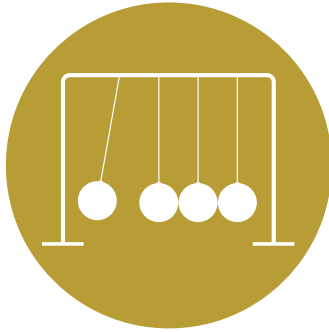


FIGURA 42 - Ilustração clássica do Princípio da Conservação da Energia Cinética.

O princípio da conservação da energia cinética na colisão de corpos rígidos é bem ilustrado pela experiência das esferas que todos conhecem (Figura 42). A energia cinética da esfera em movimento é transmitida através do conjunto de esferas rígidas até à extremidade oposta, colocando-a em movimento à velocidade da esfera inicial, reduzida dos pequenos efeitos entrópicos verificados no processo (que levarão, depois, o sistema a parar). Diz-se que este tipo de colisão entre corpos rígidos é uma **colisão quase elástica**, na medida em que a quase totalidade da energia cinética é conservada enquanto tal e apenas uma pequena parcela é transformada noutras formas de energia. A **colisão elástica** será, por definição, aquela em que não ocorra perda de energia cinética na colisão. A **colisão não-elástica** será aquela, portanto, em que parte da energia cinética se transforma noutras formas de energia, nomeadamente energia interna dos corpos macroscópicos colididos. Um caso típico de colisão não elástica é a que acontece nos automóveis modernos com deformação programada em caso de impacto. A energia cinética é parcialmente transformada em energia da deformação (ener-

gia interna de ligação intermolecular responsável pela realização de trabalho negativo sobre o impactante) antes de ser transmitida ao ocupante e aos seus órgãos internos enquanto energia cinética. De facto, a energia cinética não pode ser controlada pela colisão, mas apenas pela realização de trabalho resistente, já que só parte dela pode ser transformada noutras formas de energia.

2.4.5.2. ENERGIA POTENCIAL

Designa-se por energia potencial (EP) ou energia livre, a energia disponível para ser libertada e produzir trabalho. Nessa medida podem reconhecer-se vários tipos de energia potencial.

////////////////////////////////////

As formas de energia potencial mais frequentemente consideradas são:

- (i) a energia potencial gravitacional, ou gravítica;
- (ii) a energia potencial elástica; e,
- (iii) a energia potencial elétrica.

////////////////////////////////////

Destas interessam-nos particularmente, neste momento, as duas primeiras.

2.4.5.2.1. ENERGIA POTENCIAL GRAVITACIONAL

A energia potencial gravitacional (E_p) é a energia potencial de um corpo decorrente da sua posição relativamente à Terra. As variáveis que a determinam são a massa (m) do corpo em questão e a altura a que se encontra (h), ou elevação do seu CM relativamente à superfície da Terra (ou outro nível de referência adequado). A sua expressão matemática é:

$$E_p = m g h$$

A energia potencial gravitacional pode também ser definida pela altura (h) a que o corpo se eleva multiplicada pelo seu peso (mg). As suas unidades são, uma vez mais, as da força multiplicada pelo comprimento (N.m), ou joule (J).

A energia potencial de um saltador para a água é superior no momento da impulsão e na fase mais elevada do voo relativamente a quando contacta com a água. A perda de energia potencial entre os dois momentos será correspondente ao trabalho realizado durante a queda pela força da gravidade, responsável por acelerar a massa do sujeito, aumentando a sua energia cinética. O mesmo se passa no caso do *skateboarder* entre o ponto mais alto do meio-tubo e o mais baixo, onde a energia cinética é máxima (Figura 43).

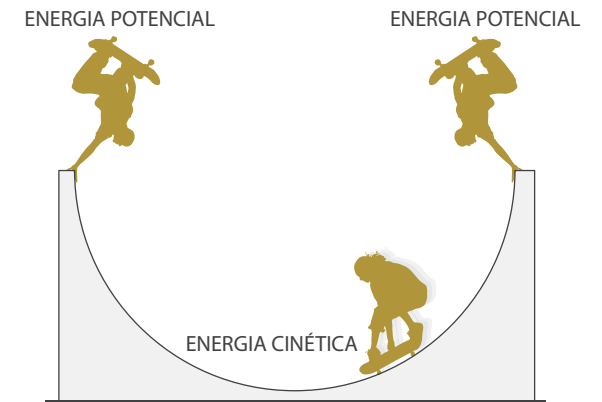


FIGURA 43 - Transformação da energia cinética em energia potencial e vice-versa.



2.4.5.2.2. ENERGIA POTENCIAL ELÁSTICA

A energia potencial elástica é a energia que tem origem na deformação de um objeto não completamente rígido. A vara do saltador, um tendão durante uma contração excêntrica, um ligamento durante a exploração do limite fisiológico articular, ou a mola de um sistema de suspensão automóvel, são exemplos de corpos que são suscetíveis de armazenar energia potencial elástica, a qual restituem posteriormente. Nestes casos, quanto maior a **deformação** do corpo elástico, maior a energia potencial elástica que armazena.

A energia potencial elástica de um corpo é função da sua rigidez e da sua deformação.

Matematicamente, a energia potencial elástica de um corpo é dada pela relação:

$$E_E = 0.5k \Delta x^2$$

Na equação anterior, k representa a constante de rigidez ou deformação do objeto em questão e Δx a mudança de comprimento do mesmo a partir da sua posição inicial não deformada. A constante de **rigidez** é expressa em N / m. Então a energia potencial elástica é expressa por (N / m) m², ou seja, mais uma vez em N.m, ou J.

Para que se conheça a energia potencial elástica armazenada num objeto ou tecido, é necessário que se considere a relação linear tensão/deformação característica desse material ("objeto"), ou tecido (k). Essa é designada por **módulo de elasticidade**, ou **módulo de Young** e é determinada pela razão entre a força a que o objeto ou tecido tem de ser sujeito e a deformação (em m) a que fica sujeito em função dessa força:

$$k = F / x$$

Quanto mais elevado for o módulo de elasticidade, ou de Young, maior a rigidez do material ou do tecido. As relações entre rigidez e *performance* têm sido muito exploradas em Biomecânica do desporto, nomeadamente considerando a rigidez músculo-tendinosa e os desempenhos caracterizados por elevada potência, como os saltos, apesar dos resultados estarem longe de ser conclusivos.

A rigidez tecidual, nomeadamente tendinosa e muscular, também varia com a manutenção e sucessão de cargas de alongamento, num fenómeno designado por "*creeping*" viscoelástico (associando também o fenómeno de "tensão-relaxamento", traduzindo-se ambos em continuada deformação do material mediante a persistência de uma mesma tensão e em redução dos níveis de tensão necessários para uma dada deformação em ensaios sucessivos). Todos o conhecemos no treino de "flexibilidade", aumentando a amplitude fisiológica articular com o número de ciclos de alongamento tecidual produzidos.

Pontos-chave da subunidade

1. Os movimentos desportivos são governados pelas Leis do Movimento de Newton, a que importa acrescentar a Lei da Gravitação Universal. Juntas esclarecem a natureza de uma força, o efeito de uma força, a reciprocidade ação/reação, a natureza da inércia de um corpo, a noção de massa e a importância da respetiva distribuição no corpo, assim como a relação desta com o peso desse corpo.
2. A mecânica, tradicionalmente decomposta em cinemática, dinâmica e estática, é a área da física que estuda a “forma” dos movimentos lineares, ou de translação, e angulares, ou de rotação (nomeadamente a posição em cada instante, as trajetórias, os deslocamentos, as velocidades a que esses deslocamentos acontecem, bem como as aceleração e desacelerações que fazem variar aquelas velocidades), as suas causas dinâmicas (forças, tensões e pressões, bem como momentos de força ou torques) e os equilíbrios entre forças e torques.
3. Podendo deslocar-se linearmente ao longo das três dimensões do espaço e angularmente em torno de cada um dos três eixos cartesianos que as definem, diz-se que o corpo em questão, ou segmento corporal em

questão, dispõe de seis graus de liberdade no espaço tridimensional. Os movimentos angulares intersegmentares humanos são classificados em função dos graus de liberdade que possuem sendo cada designação correspondente a um grau de liberdade de uma articulação (flexão/extensão; adução/abdução; etc.).

4. A força da gravidade, que determina o peso de um corpo, esclarece também a forma particular como se comporta um corpo abandonado livremente no espaço com ou sem uma dada velocidade inicial. Estas questões são estudadas no movimento de projéteis e na queda dos graves. Ajudam-nos ainda a perceber a mecânica do plano inclinado.
5. De entre as forças importantes em biomecânica desportiva, as forças de atrito (estático e dinâmico) são decisivas para que se perceba a ausência de deslizamento entre superfícies de corpos em contacto ou a forma como esse deslizamento acontece.
6. Outra das forças centrais na biomecânica desportiva é a força muscular. Como qualquer outra, para ser produzida requer o consumo de energia, transforman-

do energia química em energia mecânica e realizando trabalho. Quanto mais trabalho uma força produzir por unidade de energia consumida, mais eficiente foi o trabalho realizado e quanto mais rapidamente o trabalho for produzido, mais potente foi o processo. Neste caso espera-se que para um mesmo deslocamento produzido se consuma menos energia, o que define o conceito de economia motora e parametriza o movimento otimizado.

7. A força produzida por um músculo geralmente atua através da mediação de uma alavanca, que caracteriza a dimensão do torque ou momento de força que produz. Essa alavanca é uma máquina simples que pode ser de três tipos (interfixa, inter-resistente e interpotente) consoante o eixo de rotação, a resistência a vencer ou a força aplicada considerada se encontram em posição intermédia. Para além das alavancas, a roldana e o plano inclinado são também soluções que permitem alterar as condições de expressão de uma força e, por isso, também são designadas por máquinas simples.

BIOMECÂNICA DO DESPORTO

João Paulo Vilas-Boas

Índice

CAPÍTULO III.

3. A BIOMECÂNICA NA AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO DESPORTIVO	57
3.1. CINEMETRIA	58
3.2. DINAMOMETRIA	80
3.3. MORFOMETRIA OU ANTROPOMETRIA BIOMECÂNICA	90
3.4. ELETROMIOGRAFIA	92
3.5. TERMOGRAFIA	95
PONTOS-CHAVE DA SUBUNIDADE	96
SINOPSE DA UNIDADE CURRICULAR	97
AUTO VERIFICAÇÃO DOS CONHECIMENTOS	98
RECOMENDAÇÕES DE LEITURA	99
GLOSSÁRIO	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	111

1. INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA
2. DAS LEIS DO MOVIMENTO DE NEWTON E DAS INTERPRETAÇÕES DE EULER À ANÁLISE DA TÉCNICA DESPORTIVA
3. A BIOMECÂNICA NA AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO DESPORTIVO

3.

A BIOMECÂNICA NA AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO DESPORTIVO



Nesta subunidade curricular vamos procurar:

- Mostrar a importância da biomecânica para a obtenção de informação relevante para a avaliação da qualidade do gesto técnico do desportista.
- Tornar evidente a pertinência dos dados quantitativos para a compreensão do movimento desportivo.
- Descrever os meios mais relevantes de avaliação da forma do movimento desportivo (a cinemética).
- Descrever os meios mais relevantes disponíveis para a avaliação das forças subjacentes ao movimento desportivo (a dinamometria).
- Descrever as soluções disponíveis para avaliar morfometricamente o desportista, de forma a tornar evidente a relação entre forças em presença e o movimento observado (a antropometria biomecânica).
- Descrever as soluções eletromiográficas que permitem explorar a função neuromuscular na produção de força durante o gesto desportivo (a eletromiografia).



Objetivos de aprendizagem:

Os formandos, no final desta subunidade curricular, devem:

- Saber destacar a importância da avaliação biomecânica do movimento desportivo.
- Saber justificar a necessidade de uma avaliação objetiva de base quantitativa do movimento desportivo.
- Saber enunciar os domínios de avaliação biomecânica.
- Saber relacionar os domínios de avaliação biomecânica com as diferentes dimensões do movimento (o movimento em si mesmo, as forças que o determinam e a inércia que o condiciona).
- Saber enumerar as variáveis cineméticas fundamentais.

>>

- Saber descrever os principais meios de avaliação cinemética do movimento.
- Saber distinguir cinemética qualitativa, semiquantitativa e quantitativa.
- Saber explicar como se referenciam os registos de movimento (linear e angular).
- Saber explicar a utilização de fatores de escala em técnicas cineméticas baseadas em imagem.
- Saber enunciar os meios de referência cronométrica do movimento.
- Saber caracterizar diferentes meios cineméticos baseados em imagem.
- Saber descrever os sistemas de aquisição automática de coordenadas de pontos de um corpo em movimento.
- Saber reconhecer as fontes de erro em processamento cinemético.
- Saber caracterizar outros dispositivos cineméticos não imagiológicos, nomeadamente inerciais.
- Saber distinguir dinamometria interna e externa.
- Saber explicar as virtualidades da abordagem dinâmica inversa e descrever sumariamente a sua metodologia.
- Saber descrever os principais meios dinamométricos diretos: dinamómetros dedicados, plataformas de força, sensores extensómetros customizados e sensores de pressão.
- Saber explicar as características de um modelo antropométrico biomecânico.
- Saber descrever as soluções existentes para a modelação antropométrica biomecânica.
- Saber explicar a natureza dos registos eletromiográficos e a sua relevância para o estudo biomecânico.
- Saber enunciar as técnicas de registo e processamento do sinal eletromiográfico.
- Saber reconhecer as limitações das relações entre produção de força por um músculo e sinal eletromiográfico.
- Saber o significado de “termografia”.

>>

Do que estudámos nas subunidades curriculares anteriores entenderemos facilmente que as diferentes entidades mecânicas que referimos e detalhámos constituirão medidas relevantes para o estudo do movimento no desporto – a técnica desportiva –, mas também para o estudo dos impactos e as deformações e ruturas associadas. São, portanto, variáveis a considerar para o fornecimento de *feedback* ao executante e ao treinador para o desenvolvimento da capacidade de desempenho do atleta, ou ao médico para o entendimento dos mecanismos da lesão, ou a todos eles para que se entendam as razões subjacentes ao dispêndio energético associado à tarefa.



Apesar de todas as variáveis serem importantes, algumas de entre elas poderão ser consideradas variáveis elementares, a partir das quais se poderão calcular a generalidade das restantes. As variáveis elementares são fundamentalmente de três tipos: cinemáticas, dinâmicas (ou cinéticas) e inerciais. Nesta medida, distinguem-se normalmente, na avaliação biomecânica, três domínios de intervenção (Figura 44):



FIGURA 44 - Áreas nucleares da complexa avaliação biomecânica do movimento. A estas poder-se-ão ainda acrescentar a eletromiografia e a termografia.

A morfometria, quando referida à biomecânica humana, é muito frequentemente referida como **antropometria biomecânica**. A estes três domínios, muitas vezes acrescenta-se a **eletromiografia** e a **termografia**, por razões que explicaremos a seu tempo.



PROPOSTA DE TRABALHO

DESAFIO

Use um bloco de apontamentos e um lápis ou esferográfica.

- Liste quais as variáveis (que parâmetros) que colocaria em cada uma das categorias anteriores.
- Procure sequenciá-las da mais elementar para a mais complexa, ou composta, em cada categoria.

Como veremos, porém, quer a eletromiografia, quer a termografia se reportam ao estudo de variáveis que são indicadores indiretos das variáveis biomecânicas mais elementares e que devem merecer a nossa maior atenção.

58

3.1. Cinemetrica

A avaliação de variáveis cinemáticas designa-se habitualmente por **cinemetrica**, termo que se reporta explicitamente à medida (“metria”, relativa à “metrologia”) do movimento (“cine”). Trata-se, portanto da avaliação que **permite caracterizar o movimento em si mesmo, a sua forma e as suas características espaciotemporais independentemente das suas causas dinâmicas**.



3.1.1. CINEMETRIA QUALITATIVA, SEMIQUANTITATIVA E QUANTITATIVA

A avaliação biomecânica pode revestir características **qualitativas** e **quantitativas**. No que respeita à avaliação cinemática, ou cinemétrica, esta classificação ganha especial relevância, já que a avaliação qualitativa se reporta normalmente à **“forma” do movimento**. Todavia, dada a natureza das abordagens possíveis, é normalmente também considerada uma categoria intermédia entre a avaliação qualitativa e a avaliação quantitativa, que habitualmente se designa por **avaliação biomecânica semiquantitativa**; trata-se do estudo de variáveis simples do movimento, seja no domínio do tempo ou do espaço, como duração de fases de um ciclo gestual, durações de ciclos (e respetivos valores da frequência gestual), deslocamentos por fase ou deslocamentos por ciclo. Especialmente para as aproximações a variáveis no domínio do tempo, durações, nomeadamente, não é praticamente necessário qualquer equipamento sofisticado, bastando um bom cronómetro ou soluções de vídeo com um bom controlo de *slow motion*, ou de passagem imagem-a-imagem. Inclusivamente, estas variáveis muitas vezes nem chegam a ser classificadas como variáveis biomecânicas, sendo simplesmente designadas como **“variáveis cronométricas”**.

A avaliação cinemática reporta-se, portanto, como já afirmámos, ao estudo da forma dos movimentos realizados pelos corpos, movimentos que, naturalmente, são referenciados ao tempo em que decorrem e ao espaço em que se desenvolvem.

3.1.2. VARIÁVEIS CINEMÉTRICAS

As variáveis cinemáticas elementares são a **posição** (linear e angular) do corpo, do segmento corporal, ou do ponto considerado e o instante temporal (o **tempo**) em que essa posição é assumida. A sua determinação constitui, portanto, a tarefa fundamental deste domínio de avaliação biomecânica, distinguindo-se, em conformidade, uma **cinemetria linear**, uma **cinemetria angular** e, finalmente, uma **cinemetria mista** (linear e angular). A sucessão de posições definirá a **trajetória** (linear e/ou angular) do movimento. A variação da posição num dado intervalo de tempo (medido em segundos, no SI) dá-nos conta do **deslocamento** (linear e/ou angular). Quanto maior a distância (em metros ou radianos, no SI) que o corpo se desloca num dado intervalo de tempo, maior será a **velocidade** (linear e/ou angular) de deslocamento e quanto mais variar a velocidade entre intervalos de tempo sucessivos, maior será a **aceleração** (linear e/ou angular). Então, tempo, posição, deslocamento, velocidade e aceleração são as grandezas cinemáticas e, portanto, as variáveis cinemáticas relevantes.



3.1.3. MEIOS DE AVALIAÇÃO CINEMÉTRICA

O desenvolvimento tecnológico conseguido até à atualidade permitiu que a cinematria se faça hoje através de diferentes tipos de dispositivos que permitem avaliar a posição num determinado instante do tempo ou diretamente a velocidade ou a aceleração de que um corpo ou segmento estão animados.



PROPOSTA DE TRABALHO

PERGUNTAS

- Que meios e que solução escolheria para descrever o seu percurso durante a viagem de automóvel que realizou nas últimas férias?
- Como descreveria o raide realizado pelo seu futebolista preferido no último golo solitário que marcou, partindo de antes da linha do meio-campo?
- Como descreveria a corrida que proporcionou a última medalha nas corridas de velocidade?

Tentemos adivinhar as suas respostas às perguntas anteriores.

Será que utilizaria um mapa e mostraria de onde partiu de manhã, que estradas usou, por onde passou à hora de almoço, do lanche e, finalmente, por onde viajou até ao lugar que escolheu para jantar e dormir? O que fez, de facto, foi ir mostrando lugares (posições) por onde passou, nos diferentes “tempos” do dia. Efetivamente estabeleceu uma relação de sucessivas posições no tempo.

No caso do futebolista faria o mesmo. Descreveria como ganhou a bola no ressalto defensivo, como se dirigiu para a linha lateral, driblou um centrocampista adversário, infltiu para o centro do terreno sobre a linha central, driblou novo adversário com o pé esquerdo virando à direita direto à baliza. Pelo caminho abrandou para enfrentar o central, que driblou, correu então com um “pique” fantástico até rematar na passada para golo. Excelente! Repare que não fez mais do que relatar onde o jogador ia estando (que posições ia ocupando) em cada instante do tempo.

No último caso, provavelmente referir-se-ia à primeira fase de corrida, com o corpo inclinado para diante, cada vez correndo mais rapidamente, até atingir a velocidade máxima, já com o tronco quase vertical, a qual procurou manter até ao final, onde de novo fletiu acentuadamente o tronco para a frente, de forma a chegar adiante, à posição mais avançada onde se encontra a meta, antes dos adversários.

Se para o primeiro caso utilizou o mapa e os momentos relevantes do dia, nos segundo e terceiro casos provavelmente utilizou as imagens da televisão, ou imagens de vídeo que registou. Nestas até pode medir, com algum rigor, o tempo decorrido entre posições relevantes, se considerar que, normalmente, entre cada duas imagens sucessivas decorrem 0,04s ou 0,02s (consoante a câmara opere a 25 ou a 50 Hz de frequência de aquisição – adquirindo, respetivamente, 25 imagens por segundo ou 50 imagens por segundo). Poderá também medir a distância percorrida se souber as dimensões reais das linhas marcadas no campo e na pista e se o deslocamento se realizar próximo e paralelamente a estas, contabilizando que porção dessas linhas foi percorrida em cada fração de segundo (correspondente ao tempo decorrido entre imagens).

60





De facto, a cinematria recorreu, durante muito tempo, predominantemente a instrumentos de **registo de imagem** do movimento que se pretende analisar. Curiosamente assiste-se atualmente a um regresso à imagem, a par de instrumentos não imagiológicos, normalmente muito engenhosos.



FIGURA 45 - Ecografia muscular para avaliação do encurtamento fascicular e muscular, considerando o ângulo de penação do músculo reto femoral (LABIOMEUP).

Na generalidade, todos os dispositivos que permitam registar imagens de um corpo em movimento, são instrumentos de utilidade cinemétrica. Inclusive a **fotografia** permite registar movimento, apesar da ideia que temos dela ser, sobretudo, de uma técnica que nos faculta representações fixas de pessoas e lugares; representações “congeladas” num dado instante do tempo. O **filme** não é mais do que uma sucessão de fotografias, mostrando como se encadeiam as posições assumidas em cada instante que corresponde a cada fotografia (que no filme se designa por fotograma) e como o movimento se desenvolve no tempo. Até ao início do século XXI, a fotografia e filme eram processos ótico-químicos, ou fotoquímicos, uma vez que recorriam a uma reação química produzida na película fotográfica quando esta

é exposta à luz (foto). Durante muitos anos as pessoas recorriam ao filme para registar imagens em movimento (das férias, de momentos históricos, do crescimento das crianças, dos casamentos e batizados, de eventos desportivos). Antes recorria-se apenas à fotografia. O mesmo aconteceu com a cinematria em biomecânica. Mais recentemente o filme começou a ser desafiado e, depois, acabou manifestamente ultrapassado, tal como a fotografia, pela tecnologia **vídeo** analógica (vídeo ótico-eletromagnético) e, mais tarde, digital (vídeo ótico-eletrónico). O desenvolvimento da eletrónica permitiu ainda a criação de sistemas sensíveis à luz (fotosensíveis), não produtores de imagem, que se vieram a revelar extraordinariamente úteis na biomecânica atual (sistemas de aquisição automática de coordenadas por retrorrefleto-

res de luz infravermelha, frequentemente designados por **sistemas de captura do movimento**, **motion capture systems** ou sistemas **MoCap**). Outros sistemas de registo de imagem, nomeadamente de imagem interna de sistemas biológicos, dita imagem médica, como a **radiografia**, o **RX dinâmico** ou **videofluoroscopia**, a **ultrassonografia** (vulgo, ecografia), a **tomografia computadorizada** (TC), a **ressonância magnética** (RM) e a **tomografia por emissão de positrões** (PET), podem também ter utilidade cinemétrica biomecânica, nomeadamente por poderem permitir o estudo do movimento de estruturas anatómicas internas, como por exemplo o encurtamento muscular durante uma contração ou o alongamento tendinoso (Figura 45).

Atualmente, em biomecânica desportiva, as principais técnicas para o registo e o estudo cinemétrico do movimento são, de facto, a videometria (vídeo) e as técnicas de MoCap através de aquisição automática de coordenadas por retrorefletores de luz ou por centrais inerciais. Existem também disponíveis algumas soluções engenhosas de MoCap eletromagnético. Em qualquer destas técnicas cinemétricas, todavia, a utilização concomitante de vídeo é normalmente procurada. Este protagonismo da imagem tem muito que ver com a necessidade de preservar tanto quanto possível a validade ecológica dos estudos, pretendendo-se minimizar a afetação da prestação pelo ambiente avaliativo, nomeadamente reduzindo os constrangimentos aos movimentos, e às suas expressões, determinados pelos equipamentos acoplados (centrais inerciais, por exemplo), contexto e situação de avaliação, se possível evitando mesmo retirar o atleta da sua situação real de prática, do nicho

ecológico da sua realização desportiva, obrigando-o a ir ao laboratório. De facto, a tecnologia vídeo opera com facilidade quer em situação laboratorial, quer em situação de terreno, virtualmente não interferindo, em qualquer dos contextos, com a performance do sujeito. Estas características conferem às técnicas imagiológicas – e particularmente ao vídeo –, uma vantagem evidente relativamente a outras (nomeadamente as centrais inerciais, ou IMUs, de Inertial Measurement Units), quer em cinematria, quer no contexto mais geral da biomecânica desportiva. Isto é ainda mais sublinhado pelas tendências atuais registadas no processamento biomecânico de imagens vídeo, permitindo a extração de coordenadas 3D de múltiplos pontos de referência sem quaisquer marcadores, inclusivamente usando apenas uma câmara de vídeo (mas isto são conteúdos mais avançados com que o leitor se cruzará apenas nos próximos anos) – Figura 46.

Em continuação tentaremos desenvolver com um pouco mais de profundidade as principais soluções cinemétricas disponíveis. Começaremos pela fotografia e pelo filme para proporcionar um conveniente enquadramento histórico das soluções que, depois, foram sendo desenvolvidas neste domínio.

3.1.3.1. FOTOGRAFIA

A cronofotografia ou cronociclofotografia foi uma das primeiras técnicas cinemétricas de base imagiológica, no caso recorrendo à fotografia. O francês Étienne-Jules Marey (1838-1904) foi um dos seus pioneiros, a exemplo do que aconteceu com muitas outras técnicas biomecânicas (Figura 47).

62



FIGURA 46 - Documentação histórica da extração de pose 3D a partir de apenas uma câmara de vídeo RGB (2017).



FIGURA 47 - Étienne-Jules Marey (1838-1904).

A técnica baseava-se no registo de diferentes posições sucessivamente assumidas pelo praticante numa mesma película e num mesmo fundo, fundamentalmente conseguido através de exposições múltiplas da mesma película de uma câmara fotográfica imóvel (Figura 48).

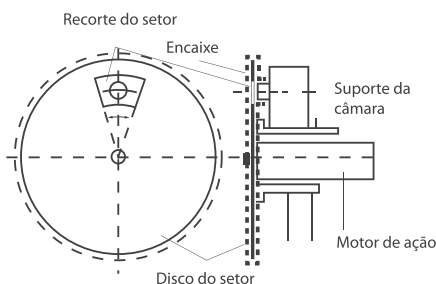


FIGURA 48 - Cronofotografia por exposição repetida da mesma película a intervalos de tempo regulares.

As questões técnicas do foro da fotografia associadas ao uso desta técnica eram muitas e muito delicadas, desde logo porque o fundo era repetidamente captado, de preferência imóvel, podendo ocorrer fenómenos de excessiva saturação luminosa na película. O problema maior, de resto como em todas as técnicas fotoquímicas, residia no facto de apenas após a revelação da película se poder saber se a recolha de imagens tinha, ou não, sido bem-sucedida.

O tempo entre duas exposições sucessivas da película tinha de ser muito bem controlado para que se pudessem calcular dimensões cinemétricas derivadas com rigor satisfatório, nomeadamente a velocidade e a aceleração.

////////////////////////////////////

As estratégias utilizadas para a marcação do tempo foram fundamentalmente de dois tipos:

- (i) a abertura sucessiva e sequencial da objetiva, conseguida, por exemplo, através de um disco que rodasse a uma velocidade conhecida e que, dotado de uma janela dedicada, expusesse a objetiva a intervalos de tempo conhecidos e regulares; e,
- (ii) a solução inversa, recorrendo à abertura permanente da objetiva em ambiente fortemente escurecido, sendo a área de *performance* iluminada através de uma luz estroboscópica (**fotografia estroboscópica**), uma luz que se acende e apaga muito rapidamente, intermitente e com elevada frequência de disparo (Figura 49).

////////////////////////////////////

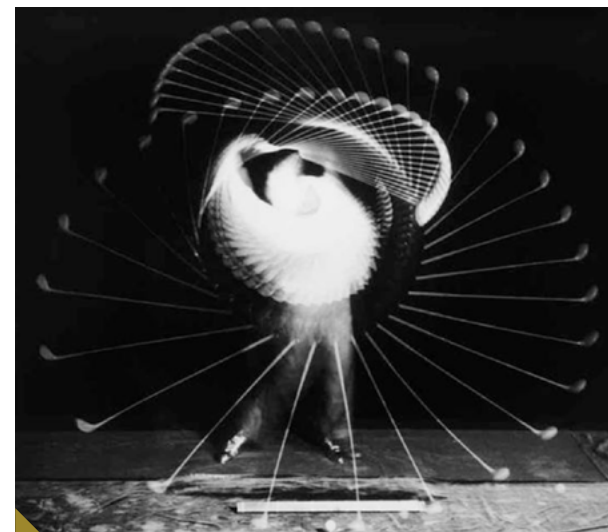


FIGURA 49 - Fotografia estroboscópica de um *swing* de golfe.

A **fotografia do traçado luminoso** foi outra técnica cinemétrica muito utilizada em biomecânica (Figura 50), sobretudo quando as trajetórias de pontos corporais ou de engenhos eram aspetos relevantes. Trata-se, de novo, de uma técnica fotogramétrica que recorre à exposição permanente da película, em ambiente escurecido, sendo iluminado o ponto de referência cuja trajetória se quer conhecer. Essa iluminação pode ser contínua ou intermitente. No caso da fonte de luz ser contínua, a trajetória é normalmente muito bem definida no plano da imagem, mas não é possível referenciar a ação ao tempo, a não ser de forma muito subjetiva e qualitativa. De facto, assumindo que a intensidade

de luz na fonte é constante, nas porções da trajetória onde o traçado luminoso for mais intenso pode concluir-se que a velocidade do ponto iluminado foi menor, verificando-se normalmente o contrário onde o traçado luminoso for mais ténue (atenção que a menor ou maior ocultação parcial da fonte de luz pode produzir um efeito similar).

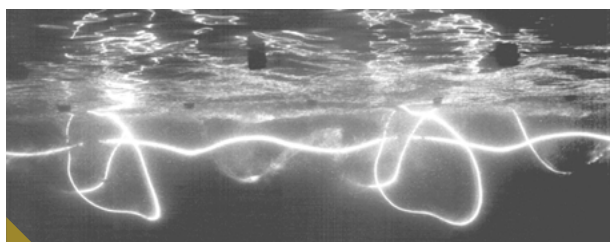


FIGURA 50 - Registo do traçado luminoso das trajetórias da mão, do pé e da anca de um nadador na técnica de mariposa. Deslocamento da esquerda para a direita, plano sagital (registo obtido pelo autor em 1992).

A utilização de luzes intermitentes disparando a frequências conhecidas permite já quantificar o tempo e ganhar uma aproximação quantitativa a esta questão.

3.1.3.2. CINEMATOGRAFIA E VÍDEO

A cinematria lida fundamentalmente com imagens, as quais não são mais do que representações das posições que um ponto, ou um corpo, assumem sucessivamente no plano. Poderíamos dizer, inclusivamente, no espaço, se considerarmos as tentativas holográficas e o moderno cinema 3D. Para além da mais conveniente referenciação espacial e temporal, as imagens devem ainda revelar uma outra característica fundamental: devem apresentar uma elevada qualidade.

Em cinematria biomecânica, a cinematografia (baseada na tecnologia fotoquímica do filme) foi uma técnica de captura de imagens largamente utilizada, facto que se deve quer à excelente qualidade das imagens que proporciona, quer à acessibilidade de mesas de digitalização com elevada resolução. Uma outra característica vantajosa do cinema consistia na também relativamente elevada acessibilidade de câmaras com elevada velocidade de aquisição ou frequência de amostragem – número de imagens (representações do fenómeno) obtidas por unidade de tempo. Pela negativa, a cinematografia apresentava a morosidade da disponibilização do resultado (devido à necessidade de revelação da película); o custo da película (não reutilizável) e a imprescindibilidade de algum conhecimento específico de fotografia e cinema para a sua mais conveniente e adequada utilização.

////////////////////////////////////
As limitações antes enunciadas para a cinematografia são ultrapassadas pelo vídeo, nomeadamente mediante as suas mais recentes evoluções tecnológicas. De entre estas destacamos:

- (i) as câmaras de vídeo com obturação controlada eletronicamente, que permitiram o controlo do tempo de registo de cada imagem e a ultrapassagem da grande desvantagem que se consubstanciava nos tempos de aquisição prolongados. Foi desta forma possível obviar às imagens “borradas” (Figura 51), decorrentes de tempos de exposição excessivos, durante os quais os corpos em estudo se deslocam;



FIGURA 51 - Imagem obtida com um tempo de exposição excessivo, observando-se que os esgrimistas se movimentaram durante a captura da imagem de forma a prejudicar a identificação das posições segmentares.

- (ii) os consideráveis desenvolvimentos nos sistemas de reprodução em “câmara-lenta” de alta qualidade e na capacidade de obtenção de imagens “paradas”, também de alta qualidade;
- (iii) os progressos operados na resolução das imagens de vídeo para ulterior processamento informático, nomeadamente para a digitalização de coordenadas de pontos notáveis;
- (iv) o acentuado aumento da sensibilidade à luz dos sensores de vídeo e a decorrente possibilidade de elevação extraordinária da frequência de aquisição e, por isso, da qualidade do *super-slow-motion* e da capacidade de amostragem de movimentos desportivos rápidos, como impactos, por exemplo.

////////////////////////////////////



Na sequência destes progressos, a tecnologia vídeo tornou-se definitivamente numa alternativa ao filme, especialmente em biomecânica, sobretudo pelas imagens serem muito mais rapidamente disponibilizadas, a baixos custos (de base reutilizável) e de forma relativamente simples de operar. Complementarmente, o vídeo oferece possibilidades acrescidas para o processamento automático de imagens, quando comparado com o filme.

////////////////////////////////////

Durante algum tempo o vídeo apresentou ainda algumas desvantagens relativamente ao filme, as quais foram, entretanto, superadas. Referimo-nos, nomeadamente:

- (i) à menor resolução das imagens (basicamente a grandeza que define de quantas unidades elementares – pixel – cada imagem é constituída), que diminuía o rigor da digitalização em comparação com as mesas de digitalização de alta resolução;
- (ii) ao custo muito mais elevado dos equipamentos vídeo que permitissem operar a velocidades de aquisição elevadas, similares às usadas em cinema e, por último,
- (iii) a menor qualidade das lentes utilizadas na maioria das câmaras de vídeo, normalmente muito inferior à das utilizadas nas câmaras de cinema, sendo mais suscetíveis às distorções óticas.

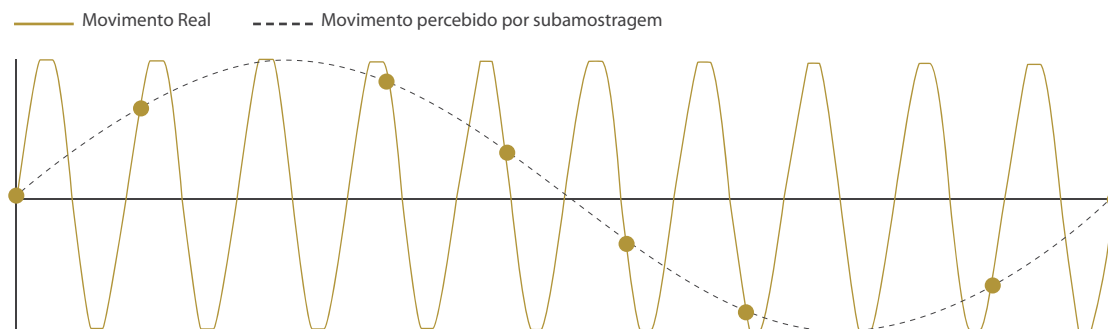
////////////////////////////////////

Quer o cinema, quer o vídeo, são dois processos de amostragem. Qualquer deles regista amostras discretas sucessivas (imagens) de eventos que se sucedem continuamente no tempo. Desta forma, o movimento é percebido pela sucessão de imagens de posições assumidas pelo corpo em estudo, captadas em curtos intervalos de tempo (tempo de exposição da película ou dos sensores CCD, determinado pela velocidade de obturação) **sem que, todavia, se retenha o que efetivamente acontece entre duas imagens sucessivas.** O número de imagens obtidas num segundo e que são captadas muito rapidamente (em períodos de tempo variáveis e normalmente controláveis), designa-se por **frequência de**

aquisição de imagens, ou frequência de amostragem do movimento.

A frequência de amostragem é decisiva para que se possa garantir que, através dessa “amostragem”, se representa satisfatória e convenientemente o fenómeno que se está a estudar, evitando fenómenos como o *aliasing*. Na Figura 52 vemos como o fenómeno de *aliasing*, motivado por amostragem insuficiente, nos proporciona uma “visão” completamente inadequada do fenómeno que pretendemos representar e estudar.

////////////////////////////////////



////////////////////////////////////

FIGURA 52 - Ilustração de aliasing, mostrando, a tracejado, um fenómeno completamente diferente do original (linha cheia) devido a subamostragem.

Tanto os sistemas de vídeo, quanto os sistemas de cinema, apresentaram durante muito tempo o grande inconveniente de exigirem um muito apreciável volume de trabalho para a **digitalização manual** de coordenadas dos diferentes pontos notáveis selecionados em cada imagem. Isto é especialmente nítido quando se pretendem operacionalizar análises 3D, para as quais são necessárias imagens em pelo menos dois planos diferentes para compor o sistema tridimensional de coordenadas do corpo nesse momento. Para ultrapassar este problema, os sistemas de processamento cinemático de imagens vídeo (como o *Peak-Performance System*, o *APAS – Ariel Performance Analysis System* –, o *SIMI Motion Capture* e outros) desenvolveram soluções de antecipação do posicionamento dos pontos notáveis em imagens sucessivas e, depois, soluções de digitalização semiautomática e automática de pontos notáveis, permitindo extrair as respetivas coordenadas sem que o operador tivesse de clicar ponto a ponto em cada uma das imagens selecionadas. Foi na esteira destes desenvolvimentos que, depois, foram desenvolvidos sistemas ótico-eletrónicos (e também eletromagnéticos e inerciais) de captura automática de coordenadas de pontos relevantes no corpo.



Para que estes progressos no sentido da automatização fossem possíveis, foi imprescindível o desenvolvimento de marcadores (passivos e ativos) e de modelos de posicionamento de marcadores que, colocados nos diferentes segmentos corporais, permitiam a sua representação espacial e a discriminação das respetivas variações no tempo da posição linear e angular (Figura 53). Por ativo entende-se um marcador que realiza uma dada tarefa (por exemplo, emitir luz ou um sinal eletromagnético específico), enquanto um marcador passivo permite o reconhecimento de um contraste ou uma reflexão específica de luz.



PROPOSTA DE TRABALHO

EXERCÍCIO

Pegue numa régua nas suas mãos. Faça-a deslocar-se horizontalmente da direita para a esquerda e da esquerda para a direita. Depois desloque-a verticalmente para cima e para baixo e, finalmente, afaste-a e aproxime-a do seu corpo. Deslocou-a linear e sucessivamente em cada um dos dois sentidos das três direções definidas pelos eixos cartesianos. Para representar estes movimentos através de pequenos marcadores a digitalizar em imagens de vídeo do movimento da régua, quantos marcadores precisaria de colocar na régua?

Procure agora rodar a régua ao longo dos dois eixos perpendiculares ao comprimento da mesma. De quantos marcadores necessitaria para extrair esses movimentos a partir de imagens sucessivas? E para representar o movimento de rotação em torno do eixo longitudinal da régua?

Respostas: 1, 2 e 3



FIGURA 53 - Outro desportista nacional merecedor do nosso reconhecimento. Aqui, com marcadores retrorefletores de luz (normalmente infravermelha) para captura e análise da sua técnica.

Atualmente, os sistemas cinemétricos de referência recorrem a **marcadores**, normalmente refletores (os dispositivos eletromagnéticos e inerciais podem eventualmente ser entendidos como marcadores... da posição de um ponto ou segmento corporal). No processamento de imagem vídeo também se recorreu e se recorre a marcadores. Hoje, todavia, está a desenvolver-se muito rapidamente a possibilidade de digitalizar automaticamente pontos notáveis e extrair a posição dos segmentos corporais a partir de imagens vídeo sem recurso a marcadores, numa tecnologia designada por **markerless pose extraction** (extração de pose sem marcadores), baseada em processamento e análise de imagem vídeo normalmente designada por **visão computacional** (Figura 54).

Apesar destes desenvolvimentos a que estamos presentemente a assistir, a tecnologia vídeo parece continuar a constituir a solução mais democrática e informativa para os treinadores portugueses realizarem cinematria dos seus atletas sem recurso a laboratórios muito sofisticados. Nessa medida, vamos deter-nos um pouco mais demoradamente acerca de questões relevantes para o processamento de imagens vídeo em cinematria. Saliente-se, entretanto, que existem vários sistemas de processamento vídeo com esta vocação disponíveis como ferramentas “open” na internet, como por exemplo o Kinovea (Figura 55).



FIGURA 55 - Ilustração e endereço de acesso ao software Kinovea para processamento cinemétrico biomecânico.



FIGURA 54 - Utilização do software OpenPose para modelação multissegmentar 3D em futebol.



DESAFIO

Desafio do leitor, a propósito do anteriormente referido, a explorar informação acerca do software aberto OpenPose (https://cmu-perceptual-computing-lab.github.io/openpose/web/html/doc/md_doc_installation_0_index.html). Ou do sistema Theia Markerless (www.theiamarkerless.ca).

3.1.3.2.1. PROCESSAMENTO BIDIMENSIONAL
E TRIDIMENSIONAL DAS IMAGENS



As imagens obtidas por uma câmara de cinema ou vídeo podem, posteriormente, ser objeto de tratamento bidimensional ou tridimensional, bem assim como as coordenadas de um ou mais pontos corporais obtidas por métodos de aquisição automática. Para o processamento tridimensional, todavia, são requeridas também outras câmaras, sincronizadas com a primeira.

O processamento bidimensional (2D) das imagens restringe a análise a efetuar aos movimentos realizados no plano que se considere e que obrigatoriamente será o plano da câmara (no caso de uma câmara apenas). Todos os movimentos que apresentam componentes noutros planos não são completamente descritos e a sua interpretação requer muito cuidado para que se não incorra em importantes erros de avaliação. Em contrapartida, o processamento tridimensional (3D) permite o reconhecimento do movimento em cada um dos três planos, minimizando os erros de perspetiva, permitindo mesmo a análise do movimento em planos não captados pelas câmaras.

Apesar das vantagens associadas ao tratamento 3D, importa referir que se trata de uma análise normalmente mais morosa, requerendo, pelo menos, a duplicação do esforço (manual e/ou computacional) de digitalização, para além de impor meios informáticos mais onerosos (nomeadamente ao nível do software) e estratégias mais ou menos sofisticadas de sincronização de diferentes câmaras.

////////////////////////////////////

As vantagens e inconvenientes dos processamentos bi e tridimensionais de imagens em cinematria biomecânica, sublinham, para o processamento 2D, as seguintes características:

- (i) são mais simples e baratas, dado que são necessárias menos câmaras e menos meios complementares;
- (ii) requerem que os movimentos a serem estudados decorram num plano pré-determinado;
- (iii) são conceptualmente mais simples;
- (iv) requerem menos tempo de processamento e apresentam menos problemas metodológicos.

////////////////////////////////////

////////////////////////////////////

No que respeita às análises 3D:

- (i) envolvem procedimentos mais complexos;
- (ii) permitem o estudo dos verdadeiros movimentos espaciais, sendo mais próximas do movimento real em estudo;
- (iii) requerem mais equipamento e são, por isso, mais dispendiosas;
- (iv) implicam procedimentos computacionais mais complexos, associados às reconstruções dimensionais e à sincronização por *software* de resultados de câmaras que não estejam fisicamente sincronizadas (*phase-locked* e *genlocked*);
- (v) permitem que os ângulos intersegmentares sejam calculados corretamente, sem distorções de perspetiva;
- (vi) permitem a reconstrução de perspetivas simuladas da performance, para além daquelas que são registadas pelas câmaras, o que constitui um auxiliar muito útil para a análise e avaliação do movimento desportivo e para o aconselhamento do praticante e do treinador.

////////////////////////////////////



3.1.3.2.2. FONTES DE ERRO NO REGISTO DE IMAGENS DO
MOVIMENTO A ESTUDAR

O registo de imagens para processamento cinemétrico em biomecânica pode considerar-se circunscrito ao seguinte objetivo:



obter um registo que permita a rigorosa determinação da posição do centro articular de rotação de cada um dos segmentos corporais móveis, bem como do período de tempo decorrido entre imagens sucessivas.

Neste processo, todavia, podem ser identificadas várias fontes de erro, que se consubstanciam depois em erros de diferentes ordens (não sistemáticos, sistemáticos e combinados). Os erros não sistemáticos, comumente associados a “ruído”, apresentam, em cinematria 2D, uma expressão de sensivelmente 1%, enquanto em cinematria 3D este número facilmente duplica. Estes erros decorrem maioritariamente de falhas de digitalização associadas à dificuldade de estimação dos centros articulares e devem ser obviados através de uma cuidadosa montagem de toda a situação de recolha de dados. Os que persistam devem, depois, ser removidos por suavização dos dados antes de qualquer tratamento posterior das coordenadas. Os erros sistemáticos são do tipo dos que emergem da distorção produzida pelas lentes, devendo ser removidos à partida, seja por calibração, seja por correção em software. A filtragem é um processo válido para proceder à remoção do remanescente, antes de se iniciar qualquer processamento ulterior dos dados.



SÃO AS SEGUINTE AS FONTES DE ERRO MAIS COMUNS EM CINEMETRIA:

- (i) a tridimensionalidade da posição dos centros de rotação dos segmentos corporais determina que as análises do movimento baseadas em apenas uma câmara sejam consideradas com precaução;
- (ii) em cinematria 2D, qualquer não coincidência entre o plano de performance e o plano perpendicular ao eixo ótico da câmara (plano fotográfico), constitui uma fonte de erro das medições se a calibração for realizada com um simples objeto de escala no plano de performance;
- (iii) as lentes podem constituir uma fonte de erro não desprezável, uma vez que são suscetíveis de produzir distorções da imagem, especialmente nas extremidades do campo da imagem;
- (iv) a localização exata dos centros articulares não é possível, pelo que é apenas estimada em cinematria externa. Nesta conformidade, a utilização de marcadores superficiais é recomendável, mas tendo sempre em consideração a não absoluta e permanente solidariedade entre a expressão superficial suposta para o centro articular e o próprio centro articular. Esta dissociação é, obviamente, uma importante fonte de erro em cinematria, tratando-se da fonte de erro não sistemático mais comum no processo de obtenção de coordenadas articulares, o qual é agravado ainda pela utilização do vestuário e outro equipamento desportivo;
- (v) o rigor da frequência de amostragem constitui também uma fonte de erro importante quando se utiliza cinematografia, apesar de não constituir um problema na tecnologia vídeo;
- (vi) a focagem e definição da imagem pode também constituir uma fonte de erro, assim como vibrações da câmara;
- (vii) em cinematria 2D é necessário ter atenção especial aos erros de perspetiva e de paralaxe. Os erros de perspetiva consistem na aparente discrepância no comprimento entre dois objetos de comprimento igual, tais como os membros direito e esquerdo, quando um se encontra mais próximo da câmara do que o outro. São também erros de perspetiva os que se prendem com a perceção de que um segmento numa posição angulada relativamente ao plano fotográfico se apresenta como de menores dimensões do que as suas dimensões reais. Os erros de paralaxe, entretanto, consistem nos erros decorrentes da assunção de uma perspetiva do objeto fora do eixo ótico, de tal forma que, por exemplo numa vista sagital de uma corrida preparatória, o corredor não se encontra sempre “de lado” ao longo de todo o plano de movimento. Inicialmente é visto parcialmente de frente e, depois de passar o eixo ótico, é visto parcialmente de trás. Como resultado, os segmentos mais próximos da câmara parecem maiores e parecem deslocar-se mais do que os segmentos mais afastados.



EM CINEMETRIA 3D PARTE DESTES ERROS DESAPARECEM, OU SÃO MAIS FACILMENTE CONTROLADOS. TODAVIA, SUBSISTEM AINDA ALGUNS OUTROS QUE SÃO MAIS ESPECÍFICOS DESTES PROCEDIMENTOS, COMO SEJAM:

- (i) os erros decorrentes do relacionamento das coordenadas planares da imagem das câmaras com as coordenadas do espaço tridimensional em que decorre o movimento. Estão disponíveis várias soluções para o problema, mas cada uma apresenta os seus problemas específicos. A solução mais comum consiste na utilização de um elevado número de pontos de calibração definidos numa escala de calibração 3D. Esta solução permite minimizar os erros dentro do volume de calibração, ao mesmo tempo que não permite um controlo similar sobre os erros operados fora do volume de calibração. Os erros de digitalização em cinematria 3D crescerão, então, proporcionalmente com a razão volume de performance/volume de calibração;
- (ii) todos os pontos de calibração devem idealmente ser vistos por todas as câmaras utilizadas, mas realisticamente por pelo menos duas delas, e as respetivas coordenadas 3D devem ser conhecidas com tanto rigor quanto possível.

3.1.3.2.3. PROCEDIMENTOS PARA O REGISTO DE IMAGENS

3.1.3.2.3.1. *Imagens para processamento 2D*

Devem ser observados os seguintes cuidados para minimizar a ocorrência de erros com base nos procedimentos de registo de imagens:

- (i) A câmara deve ser mantida imóvel, com o eixo ótico direcionado para o centro do plano de *performance*. A câmara não deve ser rodada (*panning*), acompanhando o executante, por exemplo, durante uma corrida. Esta opção implicaria esforços consideráveis de calibração e as vantagens que pode proporcionar (nomeadamente registar um ciclo completo com a câmara menos distanciada do executante) são facilmente superáveis com a montagem de pelo menos duas câmaras em série.
- (ii) A câmara deve estar colocada tão longe quanto possível do executante, de forma a evitar erros de perspetiva e erros de distorção ótica. Todavia, esta opção implica, depois, uma menor capacidade de resolução relativamente a imagens captadas com maior proximidade. Assim, a utilização de lentes *zoom* torna-se imprescindível para permitir a captação de imagens da dimensão desejável. A solução ideal passa pela realização de pré-testes que permitam aferir qual a distância máxima passível de ser utilizada para o zoom disponível e sem comprometimento excessivo da resolução planar pretendida. Colocada a câmara, a focagem deve ser realizada sobre o executante com o *zoom* máximo e, depois, deve ser diminuído o *zoom* até à dimen-

são pretendida para a imagem, a qual deve ser tão grande quanto possível para minimizar os erros de digitalização. A utilização de montagem de câmaras em série é, também por isto, recomendada para eventos longos, como por exemplo as corridas em atletismo, o mesmo já não tendo de acontecer com os lançamentos.

- (iii) O eixo ótico da câmara deve ser colocado perpendicularmente ao plano de *performance*, o que pode ser conseguido utilizando “níveis de bolha”.
- (iv) Uma escala linear e uma referência vertical devem ser incluídas no campo visual da câmara. Para análises de vídeo é recomendável a utilização de escalas de calibração linear vertical e horizontal. As escalas devem ser posicionadas no plano de *performance* e devem ter uma dimensão próxima, ou tão próxima quanto possível (se possível superiores), às dimensões planares do movimento a estudar. Recomenda-se que essa dimensão seja tal que o erro de escala, na digitalização, seja, se possível, próximo de 1% (o erro de escala calcula-se comparando uma dimensão conhecida com a respetiva dimensão proporcionada pela utilização da escala após digitalização).
- (v) O ideal seria que o fundo da imagem consistisse numa quadrícula que permitisse a referenciação permanente do movimento e possíveis recalibrações e verificações. Em simultâneo, convém que o fundo seja em cor contrastante, liso e não refletor.



>>

(vi) A frequência de aquisição é decisiva em cinematria, nomeadamente porque porções relevantes do fenómeno podem ser negligenciadas com baixas frequências de aquisição, como também fenómenos especiais podem ocorrer e constituírem-se como importantes indutores de erro, como o *aliasing*.

(vii) A iluminação deve também ser adequada às condições de registo, nomeadamente à frequência de aquisição. Quanto maior a frequência, mais luz é necessária, o mesmo acontecendo com a velocidade de obturação aumentada nas câmaras de vídeo. Nesta conformidade, o ideal será sempre a recolha de dados à luz do dia, mas infelizmente tal nem sempre é possível.

(viii) Como em todas as demais situações de avaliação, em biomecânica e não só, a validade ecológica da prestação deve ser mantida tão intransigentemente quanto possível. Por isso, deve-se procurar interferir tão pouco quanto possível na prestação do sujeito, desde logo na respetiva instrumentação, como na sua marcação, restrições de vestuário ou outro qualquer tipo de condicionamento. Todavia, para situações controladas, é natural que não seja possível garantir a absoluta independência do sujeito, nem tão pouco garantir condições de execução tão próximas assim das reais em contexto desportivo. Nessas circunstâncias, quanto menos expressivo for o efeito do teste sobre o executante, melhor, devendo, sempre que possível, proceder-se a uma estimativa do erro induzido.

A cinemática 2D pode ainda ser concretizada de forma menos ortodoxa e mais complexa, mas ao mesmo tempo menos condicionada. Sobretudo em ambiente desportivo, a necessidade de colocar a câmara com o eixo ótico perpendicular ao plano de performance nem sempre é possível. Nessa circunstância pode recorrer-se a uma solução particular, que consiste na versão 2D da transformação linear direta (DLT). Com esta técnica de transformação das coordenadas da imagem em coordenadas reais podem utilizar-se câmaras e posições oblíquas e, posteriormente, obter representações de movimentos planares. É, de resto, uma extensão deste método que permite a utilização da câmara móvel, em varrimento (*panning*).

3.1.3.2.3.2. *Imagens para processamento 3D*

A maioria dos cuidados antes referidos para a recolha de imagens para processamento 2D aplicam-se também à recolha de imagens para processamento 3D.

Para a reconstrução de um sistema de coordenadas espaciais (3D) do movimento de um ponto recorre-se comumente ao algoritmo DLT, proposto por Abdel-Aziz e Karara em 1971, o qual permite essa reconstrução a partir de, pelo menos, dois sistemas de coordenadas planares resultantes das perspetivas de duas câmaras não coplanares.

São, portanto, necessárias pelo menos duas câmaras para se poder aspirar ao processamento 3D de imagens de movimentos desportivos (a utilização de câmaras RGBD,



A sincronização de duas câmaras pode ainda ser necessária para sincronizar dois eventos distintos captados por duas câmaras também distintas.





como as *Kinect*, tem mostrado elevado potencial para permitir a aproximação 3D com apenas uma câmara, da mesma forma que, muito recentemente, se tem evoluído na extração de pose 3D com apenas uma câmara RGB – *red, green and blue*). Em circunstâncias ideais, as câmaras deverão estar sincronizadas em *hardware*, isto é, devem iniciar o processo de registo de imagens do movimento em estudo no mesmo preciso momento. Para tal é necessário contar com câmaras *genlocked*.

A sincronização de duas câmaras pode ainda ser realizada através do registo de um único evento por duas câmaras distintas. Esse processo de sincronização chama-se **sincronização por evento** e consiste em registar por ambas as câmaras um mesmo fenómeno suficientemente rápido para ser considerado como o momento zero do processo sincronizado. O acendimento de uma lâmpada, ou de vários LED colocados no campo de diferentes câmaras e disparados em simultâneo, constitui o processo mais habitual neste domínio, apesar de menos preciso do que a sincronização em *hardware*. As câmaras *genlocked*, o acendimento de LED em frente das objetivas, ou mesmo o uso de geradores de

caracteres sincronizados, pressupõe a utilização de cablagem entre câmaras, o que nem sempre é possível. Quando assim acontece recorre-se ao registo simultâneo de um relógio digital por ambas as câmaras, ou utiliza-se, em casos extremos, acontecimentos particulares registados pelas duas câmaras como eventos de sincronização.

3.1.3.2.4. REFERENCIAÇÃO E CALIBRAÇÃO

3.1.3.2.4.1. Referenciação planar e referenciação espacial

Para entendermos os procedimentos necessários à referenciação espacial (e, portanto, também planar) necessitamos de recuperar o que estudámos anteriormente no ponto 2.1.1.1.

Para a maioria das circunstâncias importará definir nas imagens um ponto fixo que assumiremos como origem do referencial global (de coordenadas x_0, y_0, z_0). Poderá ser o canto da sala, a linha de meta ou no laboratório, por

exemplo, o canto de uma das plataformas de força (de que trataremos mais adiante). No caso de se utilizarem régua ou outras soluções de calibração espacial (ponto seguinte) poder-se-á utilizar o canto do sistema de calibração mais próximo do início do movimento a estudar. O afastamento de cada ponto de interesse no corpo a estudar, em cada uma das três dimensões, relativamente ao sistema de referência global, constitui a coordenada de posição desse ponto em cada uma dessas direções e em cada momento (Figura 56).

Quando, para além do deslocamento absoluto do corpo todo, ou de um dado ponto ou segmento corporal, interessa o deslocamento intersegmentar relativo, então haverá que definir um referencial relativo para cada segmento ou ponto de interesse. Note-se que dois pontos fixos contidos num segmento rígido encontram o seu movimento descrito por um único referencial local, ou relativo, posicionado e orientado de forma permanente (fixa) relativamente ao segmento. Os referenciais relativos podem ser definidos com origem num dado marcador externo, ou num dado referencial anatómico, como uma protuberância óssea, por exemplo.

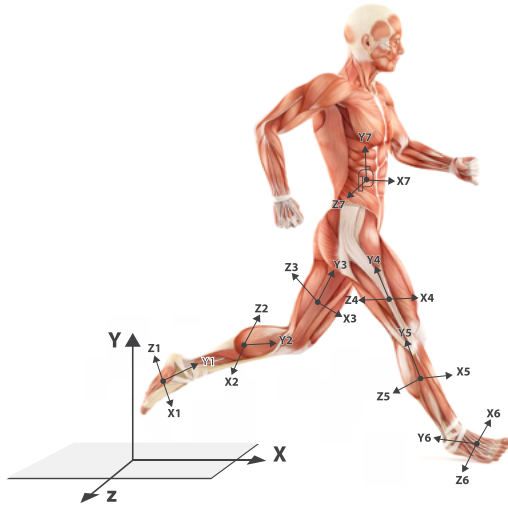


FIGURA 56 - Sistemas de coordenadas locais – referencial relativo – e globais (referencial de inércia) – referencial absoluto.

3.1.3.2.4.2. Fator de escala e digitalização de imagens

As coordenadas de um ou mais pontos no plano da imagem captada por uma câmara são normalmente determinadas através da digitalização desses pontos. A digitalização dos pontos notáveis da imagem consiste na sua transformação em coordenadas informáticas, seja do ecrã do computador, seja da área de trabalho de uma mesa de digitalização. Depois de obtidas, as coordenadas informáticas são arquivadas em memória, podendo, ou não, ser convertidas em coordenadas reais. Para a conversão de coordenadas informáticas em coordenadas reais é necessário dispor de um mecanismo de calibração recíproco (Figura 57). Um mecanismo de calibração de coordenadas consiste, basicamente, em

assumir, na imagem, uma ou mais dimensões lineares reais previamente conhecidas (escalas) e, através dela(s), informar o sistema informático da constante de proporcionalidade entre as dimensões informáticas, os pixels da imagem, e as dimensões reais (fator de escala, ou *scale factor*). Para tal recorre-se normalmente, como já referimos, a “réguas” ou “sistemas” de calibração de expressão bidimensional ou tridimensional. O uso de fator de escala está mais indicado para cinematria 2D, enquanto que na cinematria 3D se usa habitualmente o algoritmo DLT.

Importa referir desde já que as escalas de calibração devem assumir uma dimensão próxima quer do *volume de performance*, quer do *plano de performance*, consoante se considere, respetivamente, cinematria 3D ou 2D. Por volume e plano de *performance* entende-se o espaço (rebatido ou não num plano) em que decorre a ação, ou a parcela da ação, que se pretende estudar. Os volumes ou planos de calibração devem obrigatoriamente conter os volumes ou planos de *performance*, sob pena de os erros de conversão de coordenadas virtuais em coordenadas reais serem muito elevados e comprometerem a qualidade dos resultados finais.

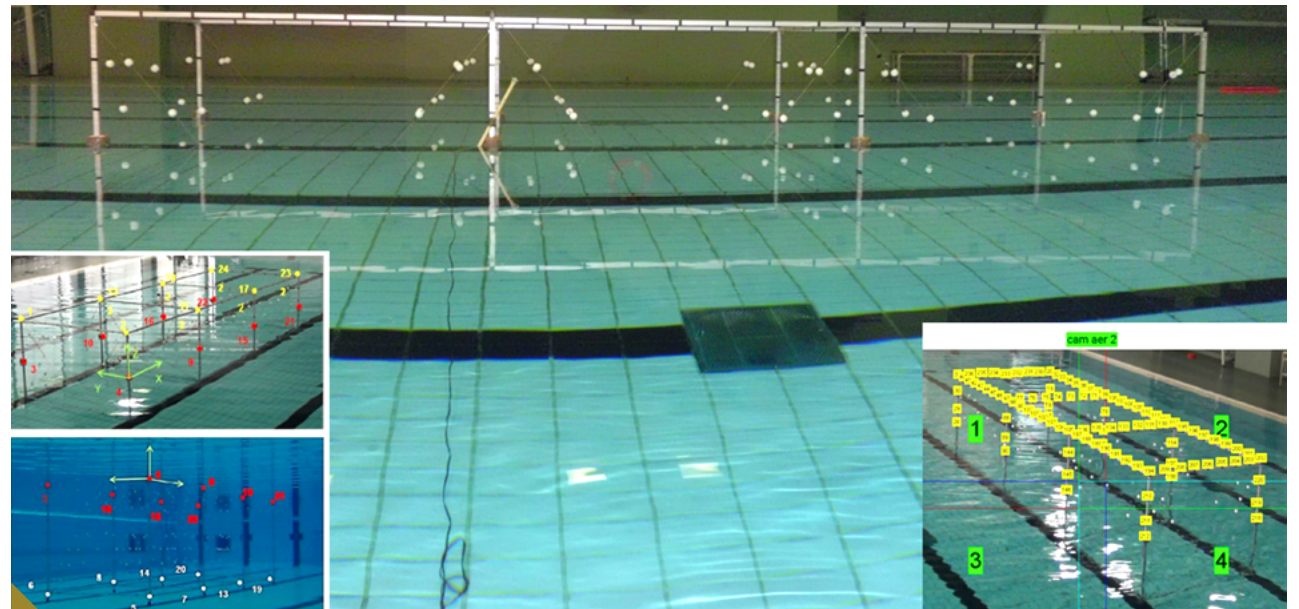


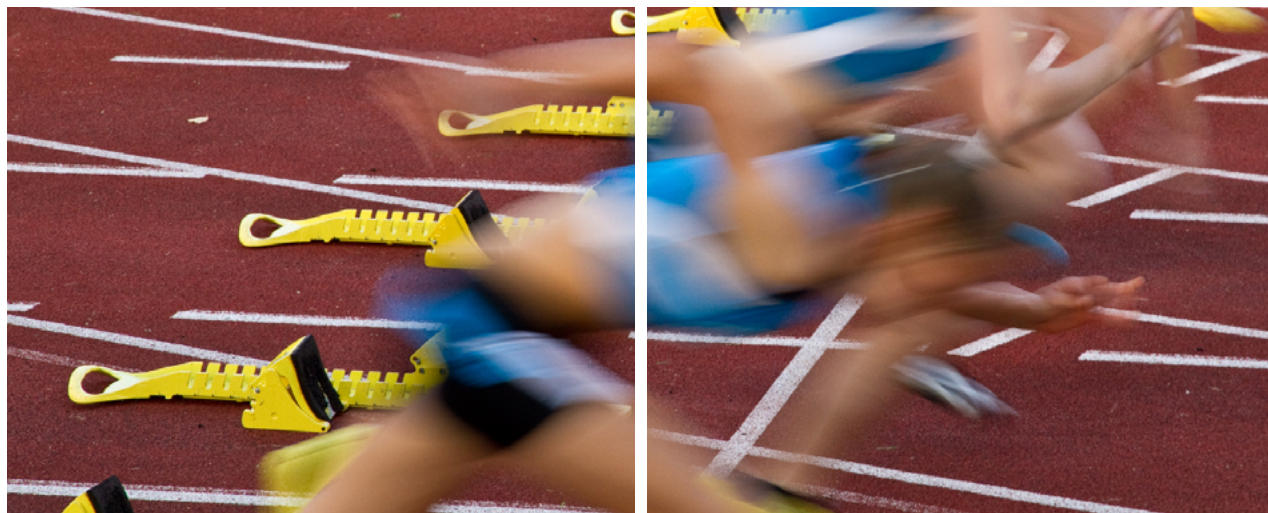
FIGURA 57 - Sistema de referência e calibração 3D do espaço para cinematria vídeo ar/água utilizado no LABIOMEUP. Note-se a definição, no canto inferior esquerdo, do sistema de referência global.

A obtenção de coordenadas dos vários pontos relevantes é determinante nas análises quantitativas de movimentos representados através de imagens. Para a obtenção de coordenadas a partir de imagens de cinema é necessário o recurso a uma mesa de digitalização para filmes, que hoje praticamente constituem peças de museu. Apesar desta tecnologia praticamente não ser hoje utilizada em biomecânica, a resolução conseguida era até muito boa, entre 0,1 e 0,5 mm. Ou seja, permitiam distinguir na imagem projetada pontos que distassem entre si sobre a mesa de digitalização entre 0,1 e 0,5 mm.

Utilizando-se tecnologia vídeo, as imagens são reproduzidas num monitor de vídeo ou de computador para determinação das coordenadas. A resolução do vídeo vai desde a antiga norma VGA de 640 x 480 píxeis ou 800 x 600 píxeis, passando pelo *full HD* de 1920 x 1080 píxeis, até à recente 4K, de 3840 x 2160 píxeis, ou a ainda mais recente 8K, de 7680 x 4320 píxeis, a qual constitui uma muito boa resolução. Para uma dada imagem, quanto mais alta a resolução do vídeo mais píxeis representam um dado detalhe, tornando mais rigorosa a definição da sua posição no plano ou no espaço.

3.1.3.2.4.3. Referenciação cronométrica

Para além da rigorosa determinação das coordenadas planares ou espaciais, necessitamos ainda de medir tão rigorosamente quanto possível o tempo que medeia entre cada dois momentos em que apurámos valores das coordenadas do ponto notável em estudo. Diríamos, portanto, que **para a avaliação cinemática necessitamos de boas referenciações espaciais e temporais do comportamento do corpo ou do ponto em estudo.**



A referenciação ao tempo, ou referenciação cronométrica, entretanto, é normalmente conseguida através do controlo rigoroso do tempo que medeia entre duas imagens sucessivas, sejam provenientes de que tipos de instrumentação forem. Há uns anos atrás este processo era extraordinariamente delicado, nomeadamente porque os dispositivos de registo de imagens, especialmente as câmaras de filmar, não dispunham de um bom controlo de velocidade. Nos dias de hoje, quer a tecnologia vídeo, quer a de cinema, quer mesmo a da fotografia sequenciada, dispõem já de mecanismos rigorosos de controlo da velocidade, isto é, do número de imagens captadas numa determinada unidade de tempo. Torna-se assim possível que o controlo do tempo se faça, normalmente, por **contagem do número de imagens que medeiam entre dois momentos notáveis que se considerem.** Outras soluções, porém, são também exequíveis, como é o caso da **inserção de cronómetros** digitais

na imagem (com resolução temporal superior à da imagem, por exemplo com aproximação às centésimas ou milésimas de segundo), ou outras soluções denotativas do tempo (por exemplo, luzes pulsáteis a frequências conhecidas). Pensamos, todavia, que é legítimo afirmar-se que na biomecânica atual é menos problemática a referenciação temporal das imagens do que a respetiva referenciação planar ou espacial.

Em algumas situações particulares, é possível prescindir de referenciação espacial e/ou temporal e, mesmo assim, produzir resultados de grande relevância biomecânica. É o caso da avaliação qualitativa de trajetórias de pontos corporais, ou mesmo a sua expressão quantitativa em grandezas relativas, como seja, por exemplo, a amplitude vertical do movimento do calcanhar durante um ciclo da marcha, expressa em percentagem da respetiva amplitude horizontal ou as avaliações de deslocamentos angulares.

3.1.3.3. SISTEMAS ÓTICO-ELETRÓNICOS E ELETROMAGNÉTICOS DE AQUISIÇÃO AUTOMÁTICA DE COORDENADAS DE PONTOS NOTÁVEIS

Os sistemas ótico-eletrónicos (e, talvez, também alguns sistemas eletromagnéticos) de aquisição automática de coordenadas planares e espaciais de pontos notáveis de um corpo em cada instante do tempo constituem o expoente máximo, na atualidade, dos sistemas cinemétricos.

Trata-se de sistemas que registam, em cada momento, a posição no plano ou no espaço de um ponto relevante assinalado por um marcador que reflete luz, por exemplo no espectro do infravermelho (não visível e, portanto, não perturbador da ação), ou que electromagneticamente define a sua posição relativamente a um referencial conhecido (sistemas eletromagnéticos). Estes sistemas, sobretudo os primeiros, desenvolveram-se já de tal maneira que a aquisição de coordenadas se processa em tempo real. Quer dizer que, enquanto o movimento se desenvolve, o sistema é capaz de reproduzir concomitantemente o respetivo modelo computacional.

O principal inconveniente destes sistemas reside na dificuldade de verificação da aderência do modelo ao movimento real durante a recolha de dados, importando aceitar o erro eventualmente associado a cada um. De qualquer forma, é possível a sobreposição dos dados MoCap com registos de vídeo concomitantes, permitindo o controlo dessa aderência (Figura 58). Nos casos em que a aderência do modelo à imagem real não seja satisfatória (erros superiores a 1 mm), pode proceder-se, a *posteriori*, à otimização da posição dos marcadores através de um procedimento designado por **cinemática inversa** (que não será objeto de desenvolvimento aqui, mas que desafiamos os mais interessados a procurar como funciona).

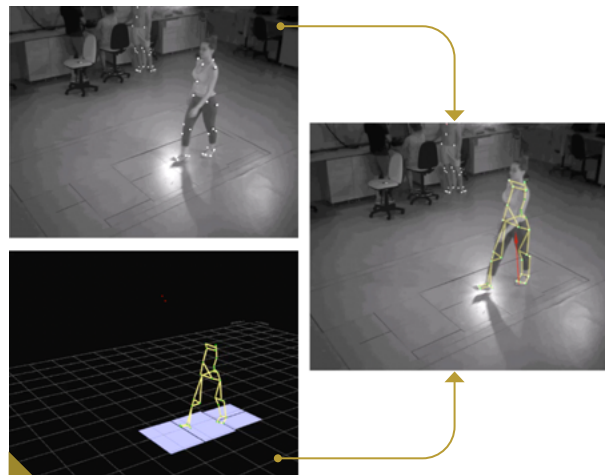


FIGURA 58 - Registo vídeo, MoCap de luz por retrorefletores de infravermelhos e sobreposição de fontes para verificação da aderência do modelo biomecânico (LABIOMEPE-UP).

Complementarmente, até há bem pouco tempo, os sistemas de luz infravermelha comportavam também o inconveniente de não funcionarem em ambientes de luz quente, iluminados pelo sol, onde a radiação infravermelha adicional comprometia os resultados finais. Hoje, porém, esta dificuldade parece estar ultrapassada pela maioria dos sistemas.

Os dispositivos de aquisição automática de coordenadas proporcionam uma vantagem inigualável, que decorre do facto de suprirem o muito elevado tempo de digitalização, ponto a ponto, que caracterizava as metodologias precedentes (Figura 59). Hoje é, portanto, possível adquirir o modelo numérico descritivo do movimento real em tempo igualmente real, sem necessidade de recurso a um pós-processamento de cada

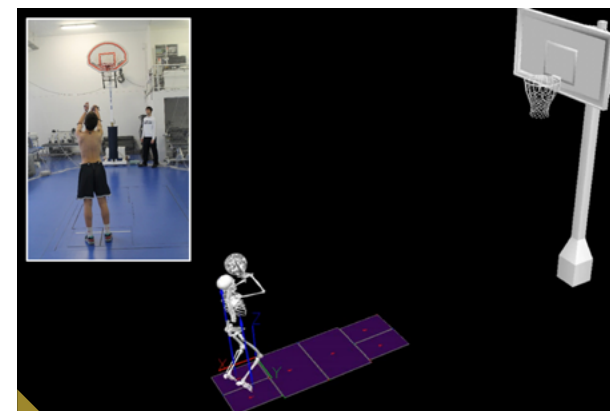


FIGURA 59 - Modelo cinemétrico do lançamento livre em basquetebol, sincronizado com registo de forças de reação do solo (direita e esquerda) – ver dinamometria (LABIOMEPE-UP).

imagem extremamente moroso e fastidioso. Sublinhe-se que o referido é válido inclusivamente em ambiente subaquático e de duplo meio (ar/água) – Figura 60.



FIGURA 60 - Modelo 3D do nado de crol obtido por MoCap Qualisys de duplo meio: ar/água (LABIOMEPE-UP).

3.1.3.4. CENTRAIS INERCIAIS

As centrais inerciais (CI), ou *Inertial Measurement Units* (IMU), são dispositivos cada vez mais utilizados na captura de movimento nas mais variadas circunstâncias, desde a indústria automóvel, aeroespacial e militar, bem como em biomecânica. Chamam-se “inerciais” exatamente por funcionarem por efeito de inércia de uma massa conhecida sobre um dispositivo que avalia força sempre que a respetiva massa é acelerada. A generalidade dos *smartphones* de hoje dispõem de CI integradas, permitindo recorrer aos mesmos para caracterizar o seu movimento (o movimento do *smartphone*) e, por consequência, de qualquer corpo ou segmento de um corpo com que esteja solidário. Torna-se assim possível utilizar aplicações que medem o número de passos realizados por dia, o nível habitual de atividade física e, até, proporcionam uma estimativa do dispêndio energético associado.

As CI são normalmente compostas por três dispositivos, cada um operando a 3D: acelerómetro, giroscópio e magnetómetro e atingiram hoje dimensões muito reduzidas (<cm³) – Figura 61.

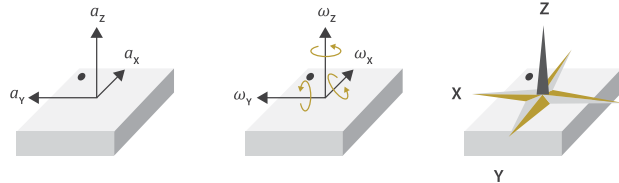


FIGURA 61 - Acelerómetro triaxial, giroscópio triaxial e magnetómetro são os constituintes habituais das centrais inerciais.

Os acelerómetros são dispositivos que medem a aceleração a que estão sujeitos ao longo dos três eixos ortogonais que os referenciam. Como referimos, em exercício físico e desporto, os acelerómetros são maioritariamente utilizados na avaliação da atividade física diária de diferentes sujeitos e diferentes grupos de sujeitos. De facto, um acelerómetro colocado próximo do pé será capaz de monitorizar a aceleração a que o mesmo se sujeita em cada apoio no solo durante a marcha e a corrida, sendo ainda capaz de discriminar entre acelerações mais ou menos intensas, correspondentes a impactos sobre o solo também mais ou menos intensos e, por isso, correspondentes a formas de locomoção também elas mais ou menos rápidas e intensas, facilitando soluções de quantificação da atividade física diária do sujeito.

Conhecendo-se a aceleração a que um ponto ou a que um corpo está sujeito num determinado contexto é possível, por integração no tempo, calcular a velocidade média a que esse corpo se deslocou nesse intervalo de tempo. Depois, igualmente por integração, segunda integração neste caso, será possível determinar qual a distância que o ponto, segmento, corpo ou sujeito em questão se deslocou no intervalo de tempo considerado. O acelerómetro permite, portanto, extrair a cinemática linear relevante do corpo a que se encontre solidariamente fixado (Figuras 62 e 63).

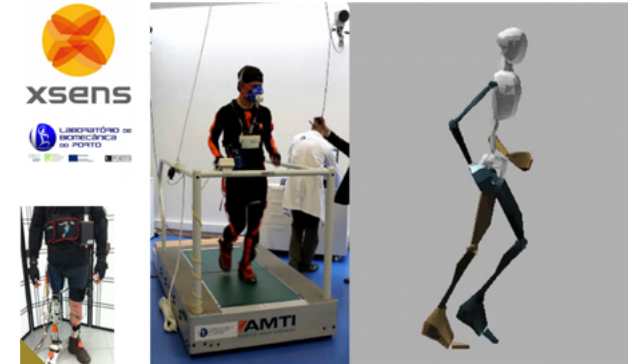


FIGURA 62 - Utilização do sistema XSens no LABIOMEUP para modelação 3D da cinemática do corpo todo com 9GL. Aplicações ao desporto (análise da técnica de corrida) e à reabilitação (análise da marcha de um amputado transfemoral).



FIGURA 63 - MoCap simultâneo através de retrorefletores de luz infravermelha (Qualisys System) e por centrais inerciais (XSens System). Note-se que existem vários marcadores de luz por segmento corporal e apenas uma central inercial – LABIOMEUP.

O giroscópio, entretanto, permite medir a velocidade angular em torno de cada um dos mesmos eixos, permitindo assim, por integração no tempo, calcular as sucessivas posições angulares e, por derivação, os valores de aceleração angular. O magnetómetro, entretanto, permite a referênciação magnética 3D do dispositivo. Diz-se, em consequência, que uma CI permite referenciar o respetivo movimento com 9 graus de liberdade.

É importante notar que cada CI funciona relativamente ao seu sistema de coordenadas locais. Qualquer rotação do dispositivo (medível pelo giroscópio) alterará a orientação do acelerómetro em relação ao referencial absoluto, fazendo com que uma dada aceleração local em “X” deva ser mais ou menos expressa ao longo dos restantes eixos no referencial absoluto. Quando um acelerómetro opera sozinho, esse efeito de alteração local de orientação não pode ser corrigido, mas quando combinado com o giroscópio já é possível fazê-lo. Torna-se assim possível, através das CI (ainda mais se se considerar o contributo georreferenciador do magnetómetro), realizar o mapeamento do deslocamento de um jogador num campo de jogo e, simultaneamente, monitorizar também a expressão das suas impulsões verticais, por exemplo. Supera-se deste modo, e em larga medida, a tecnologia GPS na análise de jogo em jogos desportivos coletivos, não apenas permitindo a avaliação *indoor*, mas também a conseguindo em 3D.

3.1.3.5. VELOCÍMETROS

Velocímetros são dispositivos que medem a velocidade (normalmente a velocidade linear) de um ponto num corpo ou de um corpo inteiro. Uma central inercial pode, como vimos, funcionar como velocímetro (linear e angular) e a sua rápida generalização e baixo custo estão, neste momento, a reduzir a relevância de outros velocímetros, com exceção para o caso de avaliação, por terceiros, da velocidade de um corpo livre (não instrumentado). Normalmente os velocímetros medem o deslocamento produzido num determinado intervalo de tempo, de onde se calcula diretamente a velocidade média conseguida no intervalo de tempo em questão.

Os velocímetros podem ser de diferentes tipos, sendo os mais comuns os ditos “mecânicos”. Os velocímetros mecânicos consistem em instrumentos que proporcionam uma “medida mecânica” do deslocamento, normalmente através do desenrolamento, em torno de um carreto de perímetro conhecido, de um cabo rígido ligado ao sujeito ou ao ponto

que se pretende estudar. Cada revolução do “carreto” corresponderá ao deslocamento linear do seu perímetro. O número de revoluções (perímetros) e frações dessas revoluções por unidade de tempo corresponderá à velocidade linear do ponto monitorizado.

Para além dos velocímetros mecânicos, destacam-se também os velocímetros Doppler, melhor conhecidos por radares (Figura 64). Estes velocímetros têm uma vantagem inequívoca relativamente aos primeiros, pelo facto de não apresentarem qualquer ligação física ao corpo cuja cinemática pretendem monitorizar. Funcionam através da reflexão de ondas eletromagnéticas pelo corpo a monitorizar. Conhecendo-se a frequência das ondas emitidas e medindo a frequência das ondas recebidas depois de refletidas pelo objeto, calcula-se a velocidade de deslocamento do objeto em relação ao radar. Os radares são muito utilizados, para além da polícia de trânsito, para medir a velocidade de bolas, por exemplo no serviço de ténis ou num remate de futebol.

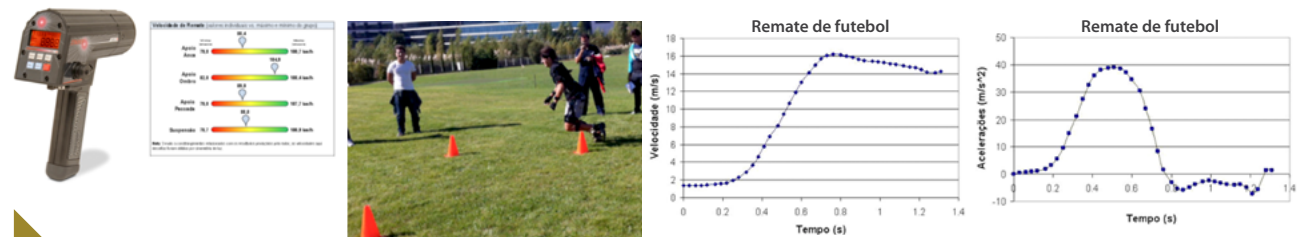


FIGURA 64 - Utilização do radar (velocímetro Doppler) para avaliar a velocidade de remate da bola de futebol após um conjunto de ações técnicas (LABIOMEUP). A curva velocidade tempo é derivada para calcular a aceleração máxima produzida durante o contacto.



Os radares apresentam o inconveniente de monitorizarem a velocidade de todos os corpos que se deslocam no seu espaço operacional, normalmente definido por um ângulo até 20° centrado sobre o eixo do radar. Neste contexto, quanto mais a trajetória do objeto a avaliar se afastar do eixo longitudinal do radar, maior o erro associado à medição. Na Figura 65 pode observar-se, à direita, a situação ideal que minimiza o erro de medição da velocidade da bola e, à esquerda, uma situação onde o erro de avaliação não será despreciable, já que a trajetória da bola se afasta significativamente do eixo longitudinal do radar.

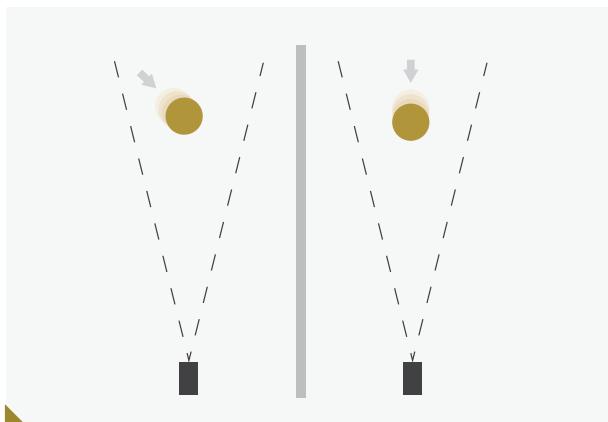


FIGURA 65 - À direita pode observar-se a condição em que o erro de medição da velocidade pelo radar é minimizada.

3.1.3.6. ELETROGONIÓMETROS

Os eletrogoniómetros são dispositivos especialmente produzidos para medir a angulação entre dois segmentos. Antigamente eram dispositivos que dispunham de duas hastes justaponeáveis ao eixo longitudinal dos segmentos adjacentes, cuja cinemática angular se pretende monitorizar, as quais, quando mais ou menos anguladas entre si, ativam um potenciómetro (um reóstato), que aumenta ou diminui a resistência à propagação da corrente eléctrica consoante essa angulação fosse maior ou menor (Figura 66).

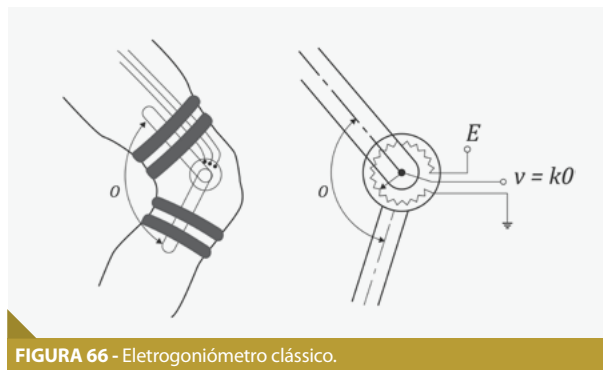


FIGURA 66 - Eletrogoniómetro clássico.

A mais recente geração de eletrogoniómetros funciona mais ou menos da mesma forma do que os anteriormente descritos, mas suprime a necessidade de acertar o centro do eletrogoniómetro com o centro articular da articulação cujo movimento se pretende avaliar. Nestes novos casos, os dispositivos consistem num conjunto de duas “tabletes” cuja angulação relativa é monitorizada, havendo apenas que

cuidar da conveniente orientação do comprimento de cada uma com o comprimento dos segmentos cuja cinemática angular relativa será medida (Figura 67).



FIGURA 67 - Eletrogoniómetro de eixo duplo (<http://www.biometricsltd.com/>).



Naturalmente o leitor já percebeu que as CI podem funcionar como goniómetros recorrendo às valências do giroscópio.

3.1.3.7. SISTEMAS DE TRACKING (VÍDEO, INERCIAL E GPS)

Designam-se por sistemas de seguimento, ou *tracking*, as soluções cinemétricas dedicadas à análise do movimento dos jogadores em campo, utilizados sobretudo em modalidades desportivas coletivas, mas também noutras modalidades, como o ténis, por exemplo.

A vocação destes sistemas começou por ser monitorizar o deslocamento do jogador como se de um ponto se tratasse, permitindo reconhecer, depois, que zonas do campo foram maioritariamente exploradas, qual a distância total percorrida pelo jogador, em que intervalos de velocidade, etc.

A maioria destes sistemas cinemétricos de análise de jogo (como, por exemplo, o Amisco, o Prozone, já há uns anos unidos, ou o TRACAB) são sistemas de base vídeo e requerem a pré-instalação de meios no terreno, especialmente as câmaras de vídeo (Figura 68). Curiosamente trata-se de sistemas de seguimento similares aos já há muito utilizados, por exemplo, na monitorização do movimento de animais em laboratório.

Outros sistemas de seguimento de atletas foram, entretanto, desenvolvidos recorrendo a tecnologia GPS (*Global Positioning System*). Naturalmente que, apesar da precisão já conseguida com esta tecnologia, pode dizer-se que constituem ainda sistemas de medição cinemétrica relativamente grosseiros, especialmente devido à baixa frequência de aquisição do GPS. Estes sistemas têm vindo a ganhar grande popularidade também em modalidades como o atletismo e o ciclismo, nomeadamente se acoplados a sistemas de registo do stress fisiológico a que se sujeita o praticante.

De referir que a maioria destas soluções se limitam a registos cinemétricos no plano do solo, tendo o GPS a dificuldade suplementar de ser de muito difícil operacionalização em ambientes cobertos, como pavilhões, por exemplo.

Recentemente tem-se procurado ultrapassar estas limitações por três vias fundamentais:

- (i) pelo desenvolvimento de soluções de base rádio (WiFi, por exemplo) para *Indoor Positioning Systems* (IPS), especificamente para utilização em recintos fechados;
- (ii) pelo recurso, mais uma vez, a CI (em recinto fechado, ou aberto), concomitante ou não ao GPS, permitindo a valorização dos movimentos realizados na terceira dimensão (os deslocamentos verticais) inicialmente e maioritariamente não considerada, e;
- (iii) pelo processamento e análise de imagens vídeo, incluindo a extração de pose 3D a partir de imagens de vídeo sem marcadores e em tempo real, recorrendo a ferramentas de reconhecimento de padrões a partir de inteligência artificial.

Qualquer destas novas soluções está presentemente em desenvolvimento na viragem da segunda década do século, parecendo evidenciar um elevado potencial para interagir com o treino e a análise de desempenho dos desportistas praticantes das mais diversas modalidades.



3.2. Dinamometria

Vimos antes que a dinâmica constitui o capítulo da mecânica consagrado ao estudo das forças não compensadas ou equilibradas que atuam sobre um dado corpo. A **dinamometria** consiste, então, no domínio da avaliação biomecânica que se ocupa da caracterização das forças em presença num determinado sistema biomecânico ou das grandezas associadas: momentos de força (no caso da mecânica angular), pressões e **tensões de corte** (chamam-se “tensões de corte” às forças aplicadas por unidade de superfície paralelamente ao plano considerado, com componentes ântero-posterior e latero-lateral).



A dinamometria consiste, então, no domínio da avaliação biomecânica que se ocupa da caracterização das forças em presença num determinado sistema biomecânico ou das grandezas associadas(...)

3.2.1. DINAMOMETRIA INTERNA E EXTERNA

A abordagem dinamométrica em biomecânica desportiva, como na generalidade dos restantes campos de aplicação biomecânica, pode subdividir-se em dinamometria interna e externa.

A **dinamometria interna** refere-se ao estudo das forças que se desenvolvem ou que atuam no interior do sistema biomecânico, ou seja, dentro do organismo biológico em análise. Quer isto dizer que a dinamometria interna dispõe de meios indiretos de intervenção (nomeadamente soluções analíticas ou numéricas), ou tem de assumir uma estratégia intrusiva (invasiva) do sistema biológico; tem de “entrar” no organismo de alguma forma, através de uma “janela” qualquer, para realizar medições. Estas “entradas”, ou “janelas”, são naturalmente cruentas e habitualmente pressupõem uma qualquer “agressão” ao sujeito, por mínima que seja. São, por isso, de evitar sempre que possível.

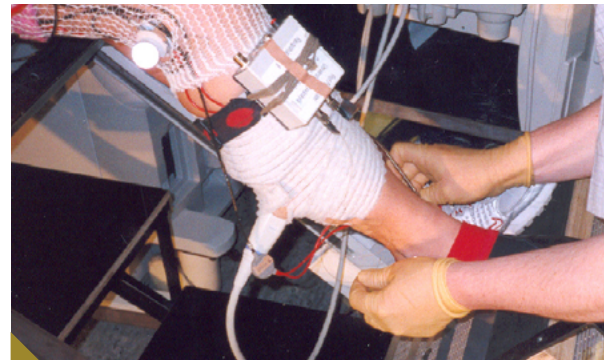


FIGURA 69 - Utilização invasiva de fibra ótica para medir a carga no tendão de Aquiles durante movimentos de flexão plantar em laboratório (cortesia F. Sousa).

Na Figura 69 vemos um sujeito a ser intervencionado no sentido de introduzir uma fibra ótica através do seu tendão de Aquiles para avaliar a tensão exercida sobre este. Como se sabe, a fibra ótica transmite luz com uma coerência e consistências muito elevadas, transmissão essa que é atenuada quando a fibra é dobrada ou sujeita a uma compressão. Após calibração é possível perceber qual a relação que existe entre atenuação da propagação da luz e a tensão que está a ser aplicada sobre a fibra. Considerando a superfície de contacto da fibra com o elemento produtor de tensão é, então, possível calcular a força a que a fibra está sujeita. Se, no exemplo da figura anterior, se assumir uma distribuição uniforme da tensão sobre o tendão de Aquiles; se se souber a secção reta do tendão à altura do implante de fibra e se se souber a área de contacto da fibra com o tendão, é possível estimar a força a que o tendão está sujeito por ação dos músculos flexores plantares do tornozelo, por exemplo quando o sujeito da experiência “salta” ou simplesmente produz uma contração muscular isométrica (sem deslocamento).

3.2.2. DINÂMICA INVERSA

Imaginará o leitor que nem sempre o tipo de procedimentos antes descrito é considerado lícito, ou sequer aceite com facilidade, seja pelos sujeitos, seja por comissões de ética institucionais, mesmo que os investigadores sejam atrevidos o suficiente para os propor. Sobretudo em desportistas, este tipo de procedimento, ou similares, dificilmente poderá ser perspetivado, uma vez que induz uma espécie de “lesão” (ou uma lesão de facto), minimamente incapacitante e dolorosa.

////////////////////////////////////

A solução, então, passa por uma de duas opções:

- (i) conceber e desenvolver meios matemáticos (analíticos) de modelação e simulação que permitam estimar as forças internas, ou;
- (ii) utilizar meios que, externamente, meçam variáveis relevantes que sejam tidas como indicadores das forças internas.

////////////////////////////////////



A primeira das soluções anteriores tem prendido a atenção de muitos investigadores, que vêm utilizando ferramentas computacionais e matemáticas mais ou menos sofisticadas para o cálculo de forças internas a partir de medições externas não invasivas. Na maioria desses casos os autores fazem uso de um recurso analítico que se designa por **dinâmica inversa**.

Imagine-se que nos interessamos por conhecer exatamente o momento de força produzido em torno da articulação do tornozelo por ação dos gastrocnémios, do solear e do plantar durante o seu encurtamento (contração concêntrica),

a tal força que é transmitida ao sistema biomecânico ósseo pelo tendão de Aquiles (e pelo tendão do plantar). A força aplicada pelos músculos, multiplicada pela distância perpendicular à sua linha de ação que a separa do centro articular do tornozelo (M_G : momento de força ou torque muscular dos gémeos), adicionado vectorialmente ao momento ou torque do peso corporal (M_p : peso multiplicado pela distância perpendicular da sua linha de ação ao centro articular do tornozelo) e ao momento da força de reação do solo (M_F : imagina-se aplicada à extremidade distal do pé – antepé), será igual ao momento de inércia do corpo I multiplicado pela aceleração angular do mesmo:

$$M_G + M_p + M_F = I \cdot \alpha$$

Sendo a aceleração angular medida cinemeticamente (por MoCap de luz ou inercial), conhecendo-se I , M_p , M_F (medido diretamente por plataforma de forças, como veremos), calcula-se a incógnita M_G através da expressão anterior.

A dinâmica inversa é um procedimento muito importante para o cálculo da carga interna de um determinado movimento, mas consiste num dos métodos mais complexos da Biomecânica, pelo que ficaremos por aqui no seu aprofundamento. Bastará aos treinadores, de facto, saber que é possível estudar a carga interna através da dinâmica inversa para alargar o horizonte do seu planeamento com o Biomecânico com quem trabalhe.



DESAFIO

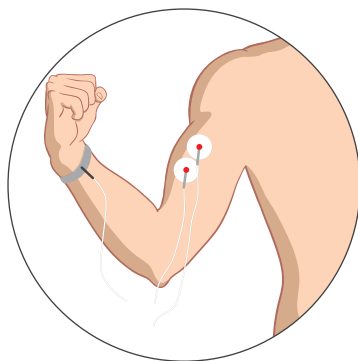
Não é nossa preocupação neste momento que os leitores aprendam dinâmica inversa em profundidade, mas apenas que percebam do que se trata. De facto, **consiste em calcular uma força, ou um momento de força, conhecendo o seu efeito e as características do corpo sobre o qual atua, usando a relação fundamental da dinâmica.**

O nosso **desafio** é que procure na internet outros exemplos de dinâmica inversa aplicados ao desporto.



A segunda das soluções que referimos anteriormente, desta feita não invasiva, passa pelo registo da atividade elétrica dos músculos ativos, convencionalmente designada por **eletromiografia** e, normalmente, abreviada por EMG.

Como veremos, os músculos ao contraírem-se para produzir força, transformando energia química em energia mecânica, produzem uma corrente elétrica, de muito reduzida intensidade, que pode ser captada à superfície da pele e que é tanto mais intensa quanto mais intensa for a contração muscular (e, por isso, como esperável, quanto mais intensa for a força muscular produzida) se se considerar constante um conjunto vasto de variáveis, entre as quais a resistência corporal à propagação da corrente entre o músculo que a produz e o sensor que, à superfície corporal, a capta. A EMG, porém, não constitui uma técnica que permita avaliar consistente e satisfatoriamente a força produzida por um músculo, apesar de nos poder dar indicações preciosas nesse sentido, sobretudo se coadjuvada por outras técnicas biomecânicas.



3.2.3. MEIOS DINAMOMÉTRICOS EXTERNOS

Naturalmente que a dinamometria externa é bem menos complexa do que a interna, especialmente pela razão óbvia de não implicar intrusão física no sujeito que se pretende avaliar. Para a implementar, recorre-se a instrumentos medidores de forças, momentos de força (torques), pressões e tensões de corte. Todos estes dispositivos poderiam ser designados por dinamómetros, mas muitas vezes recorre-se a terminologia mais discriminante.

3.2.3.1. DINAMÓMETROS ISOCINÉTICOS, ISOINERCIAIS E ISOMÉTRICOS

Estão disponíveis vários instrumentos, ou tipos de instrumentos dinamométricos de aplicação externa, que nos permitem medir as forças externas aplicadas pelos sistemas biomecânicos, ou a que se sujeitam os sistemas biomecânicos. De entre estes podemos distinguir os dinamómetros dedicados, a instrumentação mais genérica e as soluções customizadas.

Por dinamómetros dedicados entendemos os instrumentos de medida da força aplicada num contexto muito específico. No limite, poderíamos inclusivamente considerar que uma simples “máquina de musculação” constituiria um dinamómetro dedicado a medir a capacidade de produção de força no movimento, ou nos movimentos, que permite; e assim seria, de facto, se a referida máquina permitisse uma leitura rigorosa da força produzida e, melhor ainda, se permitisse ler a variação da força produzida no decurso do movimento executado. No mercado estão disponíveis numerosos dinamómetros dedicados. Todavia, dentro desta categoria de dispositivos permitimo-nos

a destacar os **dinamómetros isocinéticos**. De várias marcas, mas com configurações similares, trata-se de dispositivos que permitem explorar diferentes movimentos corporais humanos razoavelmente isolados, de onde se podem registar valores que traduzem a função muscular específica. São designados “isocinéticos” porque constituem dispositivos de resistência acomodada à potência; isto é, dispositivos que permitem a execução de movimentos a uma dada velocidade, independentemente da força exercida. O aparelho acomoda a resistência que desenvolve à força aplicada pelo sujeito e mantém assim a velocidade de desenvolvimento do movimento constante. Naturalmente que nem todo o curso do movimento é isocinético, na medida em que o aparelho tem de ser colocado em movimento e, finalmente, tem de ser parado de novo. Porém, os fabricantes reclamam que uma boa parte do curso do movimento é realizado a velocidade constante.



PROPOSTA
DE TRABALHO

PROBLEMA

Procure descobrir como varia com a velocidade angular programada a amplitude relativa do curso articular (e o tempo correspondente) conseguida em regime isocinético. O curso efetivamente isocinético crescerá ou diminuirá com a velocidade?

Os movimentos permitidos por estes dinamómetros são movimentos articulares angulares, sendo a força aplicada sobre uma alavanca de braço conhecido. Nessa medida é fácil avaliar o momento de força (torque) aplicado e, considerando a velocidade angular para que a máquina está programada, é possível calcular a potência do movimento realizado. Também é possível calcular a força aplicada em cada momento uma vez que o braço do momento é conhecido.



FIGURA 70 - Exemplo de um dinamómetro isocinético (Biodex, USA).



PROPOSTA DE TRABALHO

PROBLEMA

Como calcularia a força aplicada sobre o dispositivo, por exemplo na extensão do joelho, conhecendo o torque e a distância entre o eixo do dispositivo e fixação da perna do sujeito ao dinamómetro?



Normalmente as avaliações realizam-se a velocidades reduzidas para monitorizar capacidades associadas à máxima produção de força, e a velocidades elevadas, para monitorizar capacidades associadas à realização de exercícios de potência. Todavia, **a velocidades muito elevadas, é esperado que o curso angular realizado à velocidade programada seja muito reduzido** (na medida em que haverá de considerar percursos de aceleração e de desaceleração de duração superior).

Um dos exemplos mais popularizados de utilização deste tipo de equipamentos em desporto é na avaliação do equilíbrio entre músculos **agonistas** (que promovem o movimento) e **antagonistas** (que se opõem ao movimento) da extensão do joelho nos futebolistas, fator que habitualmente se considera decisivo para a profilaxia de lesões nestes atletas, nomeadamente nos músculos isquiotibiais. O mesmo acontece para o equilíbrio dos rotadores internos e externos do ombro dos nadadores, dos voleibolistas e do andebolistas, por exemplo.

É exatamente por se tratar de um dispositivo de velocidade programada que este tipo de dinamómetro permite, para além da avaliação dos agonistas em **contração concêntrica** (encurtamento

muscular), a avaliação dos antagonistas em **contração excêntrica** (alongamento muscular concomitante à contração muscular). Enquanto o dinamómetro estende o joelho a uma dada velocidade angular, por exemplo, é pedido ao avaliado que contrarie o movimento da máquina através da contração voluntária máxima dos músculos isquiotibiais (posteriores da coxa), que se contraíram enquanto estão a ser alongados (contração excêntrica). De facto, a generalidade dos movimentos articulares pode ser avaliada, quer focando nos agonistas, quer centrado a avaliação nos antagonistas, qualquer deles em modo concêntrico ou em modo excêntrico.

Os dinamómetros isocinéticos apresentam como grande vantagem a capacidade de controlo da execução motora, nomeadamente partindo do controlo da velocidade da execução. Porém, essa constitui também a sua principal limitação, na medida em que, em ambiente natural, nomeadamente em desporto, praticamente não existem movimentos de resistência acomodada, ou movimentos isocinéticos. Diríamos que os que mais tenderão a aproximar-se desses são os movimentos realizados em ambiente fluido, especialmente na água, onde as resistências produzidas pelo fluido são mais importantes.

Neste contexto, uma vez que as resistências decorrentes da envolvente crescem com a velocidade do movimento (crescem mesmo numa razão próxima do quadrado da velocidade), pode assumir-se que existe uma “espécie” de acomodação da resistência à potência aplicada, mas mesmo neste caso estamos longe de poder considerar que a generalidade dos movimentos é realizada a velocidade constante.

Os resultados proporcionados pelos dinamómetros isocinéticos são, no fundo, curvas momento de força/tempo (ou posição angular do movimento). Esta curva parte de zero e termina de novo em zero, descrevendo algo semelhante a um “U” invertido. Curiosamente, alterações desta geometria podem sugerir alterações funcionais ou lesão, da mesma forma que razões agonista/antagonista exageradas podem traduzir desequilíbrios musculares propiciadores de lesão.

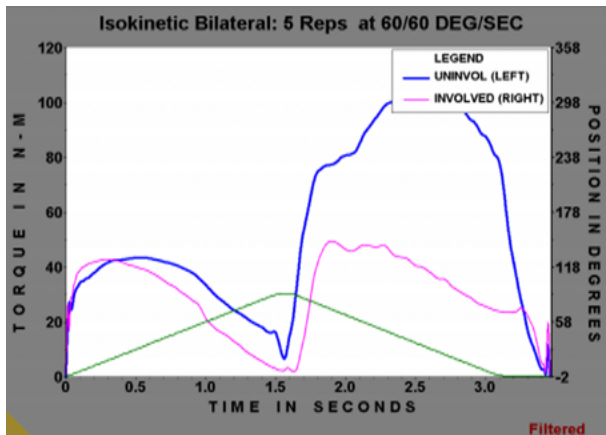


FIGURA 71 - Exemplo de um resultado de avaliação isocinética do ombro em Biodex (rotação externa/rotação interna a 90° de abdução do ombro), bilateral (membro lesado/membro íntegro) a 60°/s (LABIOMEUP-UP).

Para além dos dinamómetros isocinéticos existem ainda dinamómetros isoinerciais (caracterizados por a resistência ser normalmente inercial e mantida constante, como no caso da maioria das máquinas de musculação, ou quase, mediante o uso de cames que alteram o braço do momento de força da potência ou da resistência, ou de ambas), muitas vezes referidos como isotónicos e dinamómetros isométricos (com resistência inamovível), portanto sem permitirem movimento, mas apenas a avaliação da força aplicada em diferentes angulações articulares. Curiosamente, alguns dos dispositivos isocinéticos disponíveis no mercado podem também ser operados em modo isométrico ($v=0$) e até em modo isoinercial (resistência constante).

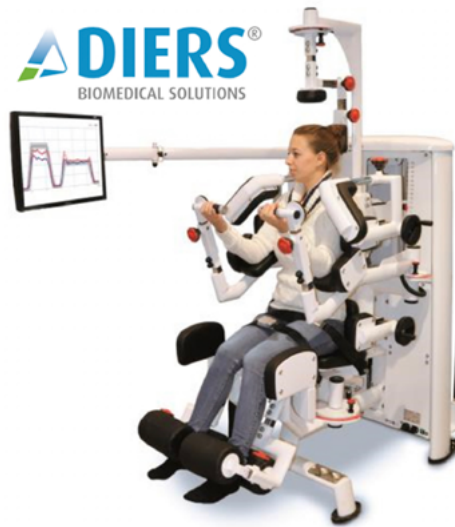


FIGURA 72 - Exemplo de um dinamómetro isométrico (Diers, Alemanha).

Apesar dos dinamómetros dedicados apresentarem a vantagem inequívoca de estarem claramente direcionados para uma função específica – esperando-se, por isso, que sejam particularmente eficazes nesse contexto –, têm todavia a óbvia desvantagem de dificilmente poderem ser utilizados em múltiplas situações que se aproximem substancialmente das condições de produção de força em contexto de realização desportiva, particularmente quando a pergunta é: NESTE movimento técnico, em particular, que força está a ser desenvolvida pelo sujeito?



PROPOSTA
DE TRABALHO

DESAFIO

Procure na internet referência a dispositivos dinamométricos dedicados à avaliação da força produzida em movimentos simples. Veja, por exemplo, os dinamómetros de mão (*hand held dynamometers*).



FIGURA 73 - Hand held dynamometer.

Que limitações antevê na sua utilização para a avaliação da capacidade de produção de força por atletas?

3.2.3.2. PLATAFORMAS DE FORÇA

De entre os dispositivos dinamométricos dedicados, mas de uso bem mais generalizável, destaca-se a plataforma de forças. A plataforma de forças é um dinamómetro, geralmente altamente sofisticado e preciso, que regista as forças de reação aos apoios que se realizam sobre ela. Na verdade, quando, durante a marcha, a corrida, o salto, uma posição de equilíbrio, um apoio facial invertido (“pino”) ou a chamada para uma “pirueta”, o executante se apoia sobre a plataforma, esta regista as três componentes da força de reação ao apoio e os três momentos angulares em torno dos eixos x, y e z, durante todo o tempo de contacto. Permite, assim, saber a intensidade, orientação e ponto de aplicação da força resultante produzida durante o apoio.

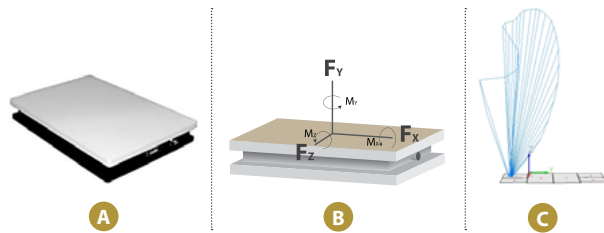


FIGURA 74 - A) Plataforma de forças; B) Eixos relativamente aos quais são representadas as componentes da força de reação do solo e dos momentos de força no apoio; e, C) Representação da migração do vetor resultante da força de reação do solo no plano durante um apoio.

Na Figura 74 podemos ver uma fotografia de uma plataforma de forças (A). Em B representam-se as informações proporcionadas pelo dispositivo em cada instante de amostragem no tempo (estes dispositivos operam, normalmente entre 1000 e 2000 Hz), nomeadamente as três componentes da força de reação ao apoio sobre a plataforma (F_x , F_y e F_z) e os três momentos de força produzidos também em torno dos três eixos (M_x , M_y e M_z). Em C mostra-se um registo da



DESAFIO

Procure na internet outros perfis de forças de reação do apoio a outros movimentos, medidas por plataforma de forças, e procure explicar a sua dinâmica. Procure, em concreto, tentar perceber a que tipos de movimentos correspondem os seguintes registos obtidos em humanos:

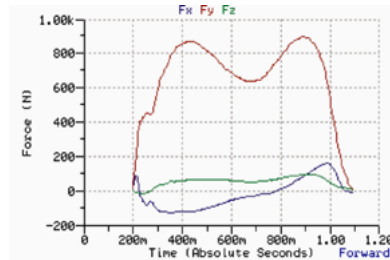


FIGURA 75 - As três componentes da força de reação do solo durante o contacto do pé num apoio.

força resultante $F_{x,y,z}$ (representada no plano sagital) durante um apoio de corrida. Nota-se, durante o apoio inicial, muito provavelmente do calcanhar, um impacto importante com uma ligeira orientação para trás (frenadora), depois uma verticalização da força resultante durante a passagem do peso sobre o ponto de aplicação da força e, finalmente, uma fase de grande aplicação de força, orientada para a frente e para cima, que acelerará a massa do corredor nessa direção.

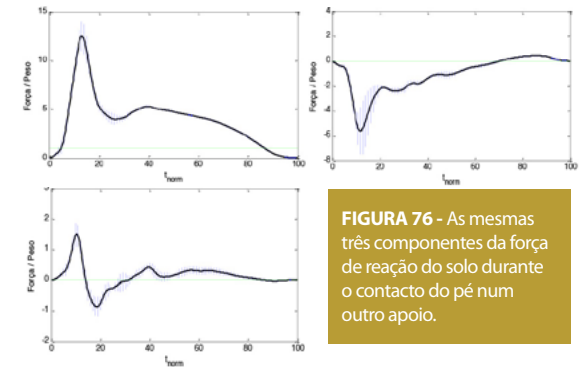


FIGURA 76 - As mesmas três componentes da força de reação do solo durante o contacto do pé num outro apoio.

No primeiro caso deverá encontrar a resposta com facilidade. Explique então cada uma das curvas da figura. No caso das curvas das figuras em cima talvez lhe seja mais difícil encontrar a resposta; mas não desista! Não desistir é uma característica essencial do treinador de sucesso!

Naturalmente que estes esforços para caracterizar as forças de reação do solo no apoio não se restringem à locomoção de humanos, nem mesmo em biomecânica do desporto. Veja-se o exemplo de curvas obtidas para o apoio de cavalos a passo. Note-se a semelhança do perfil das forças latero-lateral, ântero-posterior e vertical produzidas pelo cavalo a passo, com as primeiras das reportadas no desafio anterior. De facto, tratavam-se de curvas típicas produzidas durante a marcha humana.

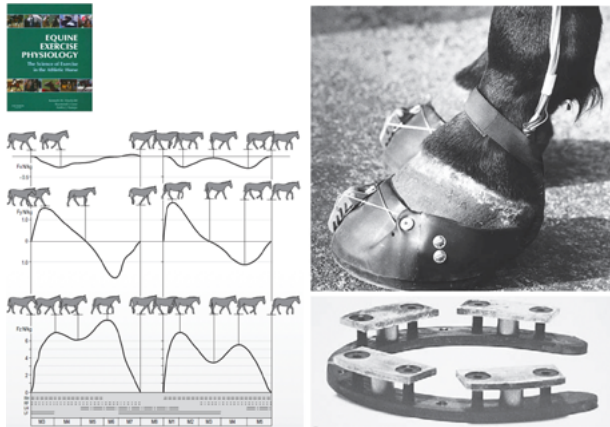


FIGURA 77 - Ferradura instrumentada tridimensionalmente (de facto, uma plataforma de forças), permitindo registar as três componentes da força de reação do solo ao apoio. As curvas à esquerda referem-se ao passo enquanto andamento do cavalo.

Os dispositivos que se vêem entre a ferradura e o casco não são mais do que plataformas de força (Figura 77).

Interpretação de curvas força/tempo:

Agora juntamos um outro exemplo de uma curva força/tempo de reação do solo ao apoio, nomeadamente na componente vertical (FVRS).

Trata-se da realização de um **salto vertical com contra-movimento**. Até **A** o sujeito está em pé, imóvel, ou quase (já que se nota uma ligeira aplicação de força para baixo), antes de iniciar o movimento; de **A** a **B** decorre a fase inicial do contramovimento, que corresponde a uma queda (flexão dos membros inferiores e do tronco) inicialmente “livre” ($a < 0$; $v < 0$) até ao mínimo intermédio **B** e, depois, cada vez mais controlada (progressivamente maior contração excêntrica dos músculos extensores), criando uma desaceleração vertical do CM do sujeito até à velocidade mínima, obtida em **C**, que corresponde ao momento final de aceleração negativa da “queda”, necessariamente correspondendo a uma FVRS que foi crescendo por ação excêntrica dos músculos extensores dos membros inferiores, até voltar a igualar o peso e a aceleração vertical ser nula (de **B** a **C**). Entre **C** e **D**, a FVRS excede cada vez mais o peso do sujeito por ação excêntrica dos extensores dos membros inferiores, acelerando-o verticalmente para cima (queda “retardada”; $a > 0$; $v < 0$), aumentando portanto a velocidade até esta atingir o valor zero antes de passar a assumir valores positivos (o movimento do CM deixa de ser descendente - **D**). Aqui o sujeito está na posição de maior agachamento e, devido à continuada ação da FVRS provocada pela ação, agora concêntrica, dos músculos ex-

tensores dos membros inferiores (no traçado mais inferior pode ver-se a atividade EMG do reto femoral), inicia-se a fase de impulsão, que se prolonga até **G**, momento de perda de contacto com o solo.

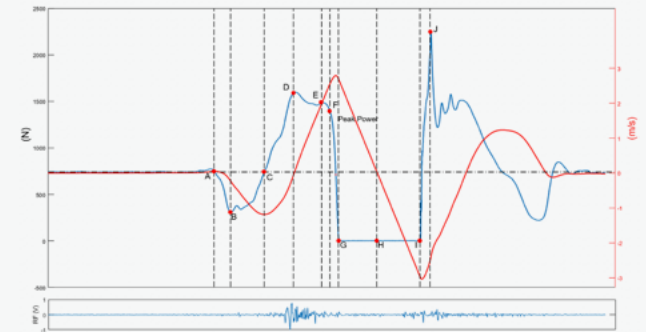


FIGURA 78 - Componente vertical da força de reação do solo durante um salto com contra-movimento (azul). A vermelho é apresentada a curva velocidade vertical/tempo. A linha inferior constitui o traçado de interferências do músculo reto femoral. Ver texto para legenda detalhada.





Note-se que a FVRS atingiu o seu máximo de fase concêntrica em E, momento em que se observa a máxima bondade do arranjo intersegmentar que favorece a produção de força, decaindo a partir daí com a continuada extensão das ancas, joelhos e flexão plantar dos tornozelos, que culmina com o *tack-off* (G). Entretanto, em F, quando o produto da força pela velocidade é máximo, observa-se a potência máxima (*peak power*). Veja-se que de C a G a velocidade foi sendo cada vez mais elevada (primeiro progressivamente menos negativa e depois cada vez mais positiva), correspondendo à aceleração vertical positiva produzida pelos músculos extensores e a uma FVRS que excede o peso do sujeito. Entre G e I ocorre a fase de voo, onde a FVRS é nula (não há contacto com o solo). Durante a primeira parte do voo a velocidade ascendente do corpo diminui devido à aceleração da gravidade e, a partir de H (meio tempo da fase de voo), começa a ser negativa (descendente, e aumenta em módulo). Em I inicia-se a receção ao solo, que se caracteriza por um pico da FVRS muito importante (J) e produzido num intervalo de tempo muito curto (fala-se de uma elevada taxa de aceitação de carga, que poderá produzir uma agressão importante à integridade do sujeito), que acelera positiva e acentuadamente o CM do sujeito, frenando a sua velocidade de queda, no que tem de ser compensado por uma rápida e acentuada contração excêntrica dos extensores dos membros inferiores, ao mesmo tempo que os membros inferiores e o tronco são fletidos, para controlar o impacto.

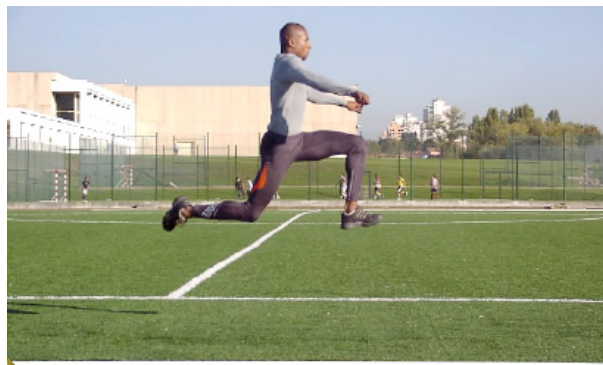


FIGURA 79 - O campeão olímpico português Néelson Évora a preparar-se para uma sessão de testes na FADEUP.

Os registos obtidos através de plataformas de força são essenciais para entendermos os movimentos desportivos, a sua origem e a sua exuberância. Só através deles poderemos, por exemplo entender a forma surpreendentemente ágil como alguns atletas realizam certos desempenhos. Na Figura 79 fazemos uma homenagem a mais um desses atletas, ao mesmo tempo que damos uma pista para a resolução do desafio anterior.

Há alguns parágrafos atrás – esperamos que o leitor estivesse suficientemente atento! – escrevemos: “Nota-se, durante o apoio inicial, **muito provavelmente do calcanhar**, um impacto importante com uma ligeira orientação para trás (frenadora)...”. Será que esta afirmação suscitou alguma curiosidade no leitor? Porque terá sido que não afirmámos categoricamente tratar-se do apoio do calcanhar (mais propriamente do retro-pé)? De facto, com base apenas nos registos da plataforma de forças não o conseguiríamos, porque os mesmos não discriminam facilmente qual a região do contacto onde a força está

a ser aplicada. Para tal é necessário sincronizar os registos da plataforma com, por exemplo, os de imagem vídeo, obtida ou não através de um podoscópio. O ideal seria utilizar imagem de alta velocidade; já que a plataforma adquire normalmente 1000 a 2000 sinais por segundo (1000 a 2000 Hz de frequência de amostragem), seria interessante que a imagem fosse também de 1000 a 2000 Hz (vídeo de alta velocidade) para, a cada leitura, corresponder uma imagem e, assim, se viabilizar uma identificação perfeita entre o que está a acontecer no movimento realizado (cinemática) e as suas repercussões dinamométricas ou cinéticas.



PROPOSTA
DE TRABALHO

DESAFIO

Procure na internet o que se entende por “podoscópio” e reflita acerca da respetiva importância no contexto em que o referimos acima.



FIGURA 80 - Podoscópio e plataforma de forças de tampa transparente.

Já agora: como poderia transformar uma plataforma de forças transparente em podoscópio?

As plataformas de força, mais ou menos complementadas por outros recursos, permitem ainda a solução otimizada para a avaliação da capacidade de equilíbrio e de regulação postural dos sujeitos, no que poderão ser coadjuvadas ainda por soluções de cinematria que reportem detalhadamente a postura adotada que se traduz no resultado dinamométrico.

Quando em postura bípede, imóvel, por um dado período de tempo, podemos medir a migração (estatoquinesigrama) do ponto de aplicação da força de reação do solo (centro de pressão), caracterizando a área que ocupa e a respetiva velocidade (antero-posterior e látero-lateral). Esta migração é o resultado da migração inevitável do CM e da tentativa inconsciente do sujeito colocar permanentemente as duas forças na mesma linha de ação, para evitar o dispêndio energético dos músculos posturais.

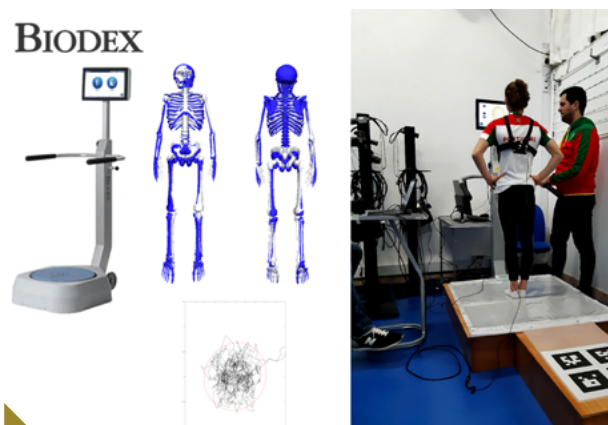


FIGURA 79 - O Biodex Balance System é um dispositivo dinamométrico para avaliação do estadoquinesigrama e para treino proprioceptivo, permitindo extrair estadoquinesigramas em diferentes condições e posturas, que podem ser concomitantemente caracterizadas cinemetricamente (LABIOMEUP).

3.2.3.3. SENSORES DE PRESSÃO NO CONTACTO

Estão disponíveis outros dispositivos dinamométricos que, se utilizados simultaneamente com a plataforma de forças, permitem reforçar de forma particularmente importante o seu potencial informativo: os sistemas medidores da **pressão plantar**, de pressão no apoio, ou sistemas podobarométricos (por se referirem ao apoio do pé, apesar de alguns deles poderem funcionar também para outros tipos de apoios). Estes sistemas encontram-se disponíveis em diversas configurações: plataformas, palmilhas ou soluções

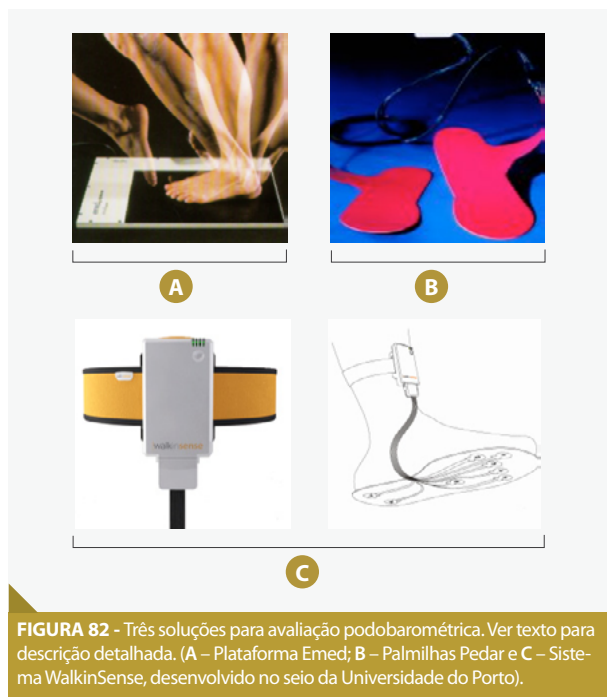


FIGURA 82 - Três soluções para avaliação podobarométrica. Ver texto para descrição detalhada. (A – Plataforma Emed; B – Palmilhas Pedar e C – Sistema WalkinSense, desenvolvido no seio da Universidade do Porto).

customizáveis, isto é, formatáveis em função das necessidades particulares de avaliação. As primeiras são talvez mais práticas e menos intrusivas no normal desenrolar do movimento, mas as segundas e terceiras soluções parecem ser bem mais informativas.

Na Figura 82 pode observar-se uma plataforma podobarométrica (A), um sistema de palmilhas transdutoras de pressão plantar (B) e um sistema ambulatório de registo de parâmetros cinemáticos gerais da marcha e da pressão em pontos customizáveis da superfície plantar do pé (C), neste caso um produto português, com origem na Universidade do Porto.

Os registos que estes sistemas proporcionam são do tipo ilustrado pela Figura 83.

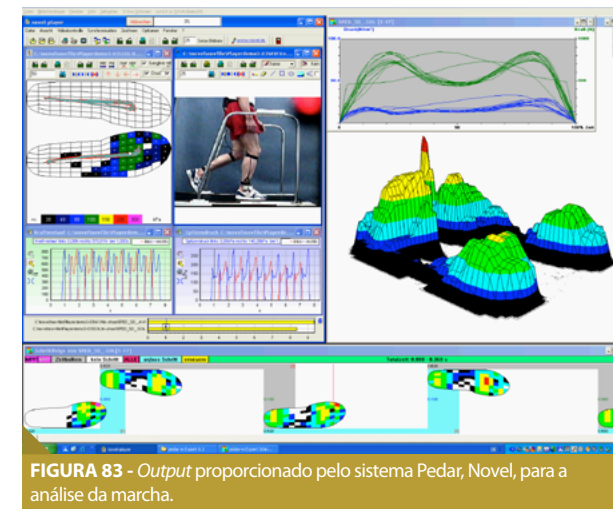


FIGURA 83 - Output proporcionado pelo sistema Pedar, Novel, para a análise da marcha.



No exemplo observa-se o *output* de um sistema capacitivo de palmilhas com quase 100 sensores de pressão dispostos ao longo da superfície plantar de cada pé (note-se que há no mercado sistemas com mais sensores ainda, mas com outros inconvenientes como contrapartida, bem assim como com outras vantagens). O sistema permite-nos perceber quais as zonas de contacto com o solo mais solicitadas em cada momento e em média de diversos ciclos de apoio da marcha (no caso do exemplo); qual o trajeto de migração de trás para diante ao longo da superfície plantar do centro de pressões, as diferenças à direita e à esquerda, bem assim como a estimativa da componente vertical da força de reação do solo ao apoio (integral da pressão sobre a superfície de contacto).

Como o leitor facilmente imaginará, estes sistemas têm múltiplas aplicações muito úteis para o estudo do movimento desportivo e, sobretudo, para o estudo dos dispositivos de interface no desporto, como calçado e pisos onde se desenvolve a atividade. Sublinhe-se, a este propósito, que uma das aplicações mais interessantes a que temos assistido consiste no desenvolvimento da adequação muito particular do calçado desportivo a cada desportista, a cada piso e, até, a cada contexto de realização desportiva (estado de forma, lesão, etc.).



PROPOSTA
DE TRABALHO

DESAFIO

Procure perceber a que tipo de estudo corresponderá a figura apresentada a seguir. Tente encontrar outros exemplos similares de utilização de sensores podobarométricos no desporto.

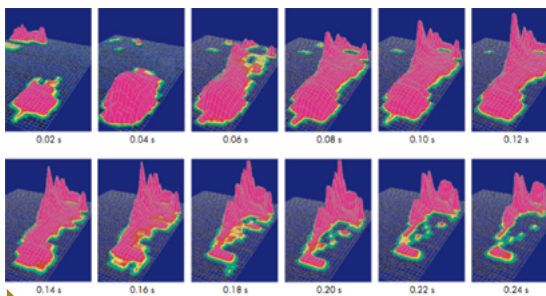
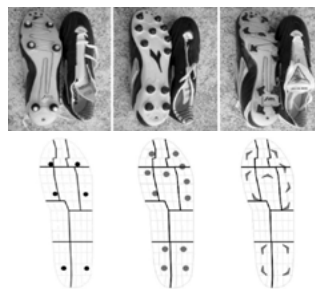


FIGURA 84 - Diferentes assinaturas podobarométricas de também diferentes tipos de calçado desportivo (Wong *et al.*, 2007).

No exemplo da Figura 85, pode observar-se uma aplicação de sistemas de avaliação da pressão no ciclismo, pensando quer na aplicação de forças aos pedais, quer nas forças de contacto no selim.



FIGURA 85 - Soluções de avaliação da pressão exercidas nos pedais e no selim em ciclismo (Pedar, Novel).

3.2.3.4. SOLUÇÕES CUSTOMIZADAS EM DINAMOMETRIA

Finalmente, importa referir que a medição de forças em contexto desportivo, ou em qualquer outro contexto (bio) mecânico, pode ser conseguida de forma “personalizada” através de extensometria. **Extensómetros** são dispositivos sensíveis aos esforços a que são sujeitos, que traduzem através de alterações na sua condutividade elétrica. Podem ser fixados em diferentes estruturas e, assim, após calibração força/impedância, medir as cargas a que são sujeitos. Na Figura 85 pode ver-se um extensómetro aplicado a uma pagaia de canoagem para medir os esforços a que esta fica sujeita em diferentes contextos, bem como remos instrumentados e registos de força produzida em remadas sucessivas por dois remadores.

O leitor entenderá que se torna possível perceber assimetrias contralaterais da força produzida por cada remador, diferenças entre ambos e especificidade do decaimento da capacidade de produção de força com a fadiga. Se os registos forem sincronizados com uma CI (na imagem curvas de acelerómetro 3D), podem perceber-se as repercussões das forças registadas nos remos na aceleração do barco e nas respetivas velocidades de rotação em torno dos três eixos.

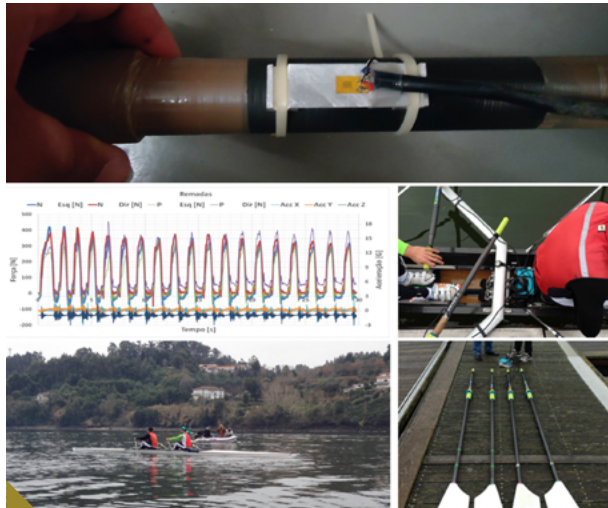


FIGURA 86 - Instrumentação de pagaias e remos por extensómetros (LABIOMEUP; INEGI).

Os extensómetros foram até já implantados para medir esforços em estruturas anatómicas *in vivo*, como tendões. Mais frequentemente são utilizados para medir a resistência de estruturas, como ossos, por exemplo, mas recorrendo a peças cadavéricas, ou peças artificiais.

3.3. Morfometria ou antropometria biomecânica

A morfometria ou, no caso da biomecânica humana, a antropometria biomecânica, constitui o ramo da antropologia física dedicado à medição e modelação das características morfológicas dos sujeitos de estudo em biomecânica. No caso particular da antropometria biomecânica, as variáveis de interesse são, para o corpo todo, para cada segmento corporal ou para uma dada parcela ou órgão:

- A forma.
- As dimensões lineares, de superfície e de volume.
- As propriedades inerciais.

Para a extração da forma do corpo ou de uma das suas partes utilizam-se, mais uma vez, soluções tecnológicas baseadas na imagem. Para as formas externas recorre-se hoje a *scanners* tridimensionais (de base laser ou de projeção de luz estruturada – Figura 87) e, para formas internas, a imagem médica, muito especialmente a ressonância magnética e a tomografia computadorizada. O levantamento de forma 3D do corpo todo permite, depois, a extração das dimensões corporais externas, utilizando-se normalmente as medidas tradicionais consagradas pela antropometria manual, mas sem impor o mesmo tempo de exposição do sujeito.

Para além da forma e dimensões, a determinação das características inerciais do corpo todo e de cada um dos segmentos do corpo humano é outra das tarefas centrais da antropometria biomecânica. Nesta medida, o que se pretende, sobretudo, é conhecer rigorosamente a massa de cada segmento e do corpo todo, bem como a posição do respetivo CM, por forma a permitir a determinação do momento de inércia relativamente aos eixos de rotação externos e internos (raio de giração em x, y, z), que, como vimos, tem um papel nos movimentos de rotação análogo ao da massa para movimentos de translação.

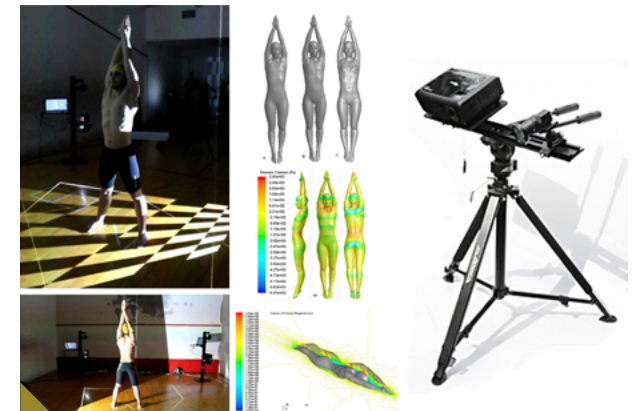


FIGURA 87 - Extração de geometrias 3D do corpo todo para obtenção de características hidrodinâmicas em hidrodinâmica computacional (CFD) (LABIOMEUP).

Nos dias de hoje pretende-se conseguir estas medidas para cada sujeito, de forma específica ou, pelo menos, para cada categoria de sujeitos entre as quais estas características presumivelmente variam: homens e mulheres, crianças, jovens, adultos e idosos, atletas e sedentários, normoponderais e obesos, negroides, caucasoides e outras alegadas raças, etc. Ao longo dos anos, os esforços realizados neste domínio foram no sentido da obtenção de valores normativos, característicos da população geral e de cada grupo em particular. Os primeiros esforços foram realizados tendo por base peças cadavéricas. Os trabalhos consistiam, basicamente, em pesar o corpo todo e, depois, seccioná-lo nos seus diferentes segmentos e caracterizar cada um; caracterizá-los em função da sua massa e da posição do seu CM, caracterizando a sua inércia aos deslocamentos lineares e angulares

em torno de eixos externos. A determinação do raio de giração de cada segmento em torno de cada eixo interno do mesmo (x, y, z) era também tentada em alguns modelos. Talvez estes trabalhos tenham começado com Leonardo da Vinci (1452-1519), ou mesmo antes, mas ganharam particular relevância os modelos desenvolvidos na década de sessenta do século vinte. Estes, todavia, basearam-se num número muito reduzido de sujeitos e eram dificilmente generalizáveis (cadáveres americanos, disponíveis, presumivelmente velhos, indigentes e com distúrbios alimentares, dificilmente poderiam servir de referência inercial adequada para, por exemplo, atletas).

Com o tempo, a modelação antropométrica biomecânica foi evoluindo, sempre recorrendo a soluções *post mortem*. Todavia, a espaços, os modelos disponíveis foram sendo

revisitados, verificados, validados ou contestados, através de pesagens e medições *in vivo*.

Hoje em dia a antropometria biomecânica faz-se maioritariamente através das novas técnicas imagiológicas de aplicação médica, nomeada e especialmente a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, ou inclusivamente a tomografia por emissão de positrões. Conseguem-se assim representações do corpo humano em cortes sucessivos com um espaçamento muito reduzido (da ordem dos milímetros), sendo possível, depois, através de técnicas de processamento de imagem e de reconstrução tridimensional, criar modelos da partição espacial, no corpo de um sujeito vivo, em particular, dos tecidos muscular, ósseo, adiposo e outros, viabilizando a estimativa muito rigorosa e consistente da massa e do CM de cada segmento corporal e, por isso, da sua inércia característica.

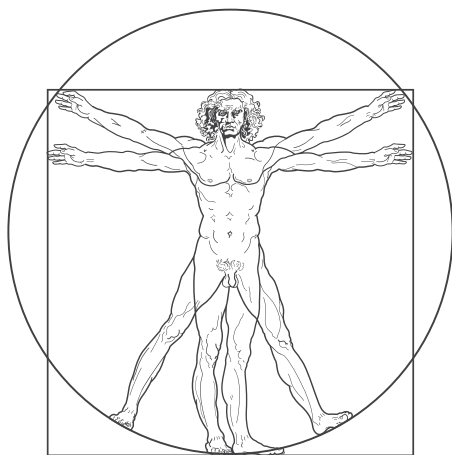


FIGURA 88 - Imagem médica (RM) das coxas humanas. É possível apreciar a distribuição dos diferentes tecidos mais relevantes.

No Quadro 2 apresentamos o modelo antropométrico biomecânico de Zatsiorsky e Seluyanov, adaptado por Paul de Leva no final do século vinte (1996), talvez um dos modelos mais utilizados na biomecânica desportiva contemporânea.

No modelo do Quadro 2 podemos perceber a importância que foi conferida à diferenciação entre homens e mulheres, bem como, por exemplo, à partição do tronco em três porções articuladas (superior, média e inferior). De referir que a posição do CM segmentar é referida em percentual do seu comprimento partindo da articulação proximal (por exemplo, no caso do antebraço, o cotovelo).

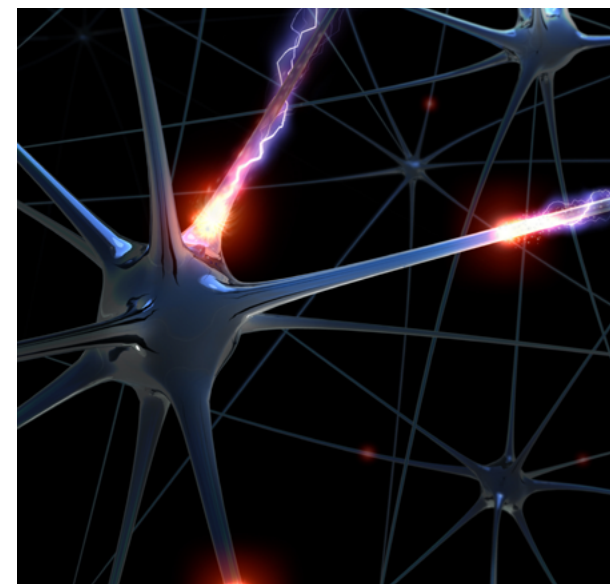
Apesar dos desenvolvimentos já conseguidos, a antropometria biomecânica tem ainda um longo caminho a percorrer até estarem disponíveis modelos suficientes, em número e qualidade, para permitirem a simulação das propriedades inerciais de diferentes populações relevantes, especialmente em contexto desportivo.

Quadro 2. Modelo antropométrico biomecânico de Zatsiorsky e Seluyanov, adaptado por Paul de Leva no final do século vinte. Distinguem-se os valores para homens e mulheres (De Leva, 1996).

SEGMENTO	MASSA (% PC)		LOCALIZAÇÃO CM (% compr.)		<i>r</i> SAGITAL (%)		<i>r</i> TRANSVERSO (%)		<i>r</i> FRONTAL (%)	
	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M
CABEÇA	6.68	6.94	58.94	59.76	33.0	36.2	35.9	37.6	31.8	31.2
TRONCO	42.57	43.46	41.51	44.86	35.7	37.2	33.9	34.7	17.1	19.1
TRONCO SUP.	15.45	15.96	20.77	29.99	74.6	71.6	50.2	45.4	71.8	65.9
TRONCO MÉD.	14.65	16.33	45.12	45.02	43.3	48.2	35.4	38.3	41.5	46.8
TRONCO INF.	12.47	11.17	49.20	61.15	43.3	61.5	40.2	55.1	44.4	58.7
BRAÇO	2.55	2.71	57.54	57.72	27.8	28.5	26.0	26.9	14.8	15.8
ANTEBRAÇO	1.38	1.62	45.59	45.74	26.1	27.6	25.7	26.5	9.4	12.1
MÃO	0.56	0.61	74.74	79.00	53.1	62.8	45.4	51.3	33.5	40.1
COXA	14.78	14.16	36.12	40.95	36.9	32.9	36.4	32.9	16.2	14.9
PERNA	4.81	4.33	44.16	44.59	27.1	25.5	26.7	24.9	9.3	10.3
PÉ	1.29	1.37	40.14	44.15	29.9	25.7	27.9	24.5	13.9	12.4

3.4. Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) não é uma técnica eminentemente biomecânica, mas antes uma técnica bioelétrica, biofísica portanto, que proporciona informações biomecanicamente muito relevantes, como se se tratasse de uma “janela” aberta para o interior do sistema biomecânico. Ajuda-nos, sobretudo, a perceber como atuam os órgãos produtores de força – os músculos; quando estão ativos, quão ativos estão e de que forma, a apoiar sinergicamente (agonistas) ou a contrariar (antagonistas) a ação de outros, ou a estabilizar uma articulação, aumentando a sua rigidez, através da cocontração de agonistas e antagonistas.



A contração muscular é desencadeada por uma corrente elétrica, designada influxo nervoso, que é transmitida pelas células nervosas motoras (neurónios) que despoletam a ação por ordem do sistema nervoso, a qual é transmitida à célula (fibra) muscular através da ligação neuro-motora, ou placa motora. Quando a fibra muscular se contrai (caso em que o influxo nervoso é igual ou superior ao limiar de excitabilidade da unidade motora que inclui a fibra muscular em consideração), a corrente elétrica transmite-se a toda a fibra, bem assim como a todas as demais da mesma unidade motora enervadas pelo mesmo motoneurónio, no que se designa por potencial de ação. Quer isto dizer que quando um músculo se contrai, produz uma corrente elétrica que é proporcional ao número de unidades motoras (e de fibras musculares) recrutadas em função da intensidade do estímulo nervoso que desencadeia a contração e, portanto, como esperável, proporcional à intensidade da contração produzida. Maior seja a corrente elétrica produzida pelo músculo, maior será a intensidade com que este se contrai e, daí, maior será, também, a força produzida pelo mesmo (mas isto dentro de certos limites).



PROPOSTA DE TRABALHO

DESAFIO

Procure informação relevante que o leve a ponderar a afirmação anterior. Isto é, procure informação que o leve a perceber porque é que correntes elétricas da mesma intensidade produzidas por um dado músculo podem corresponder a valores de força produzida diferenciados.

A corrente elétrica produzida por um músculo enquanto se contrai é suscetível de ser percebida à superfície da pele, sobretudo se o músculo for suficientemente superficial. Quanto mais tecido(s) mediar entre o músculo em atividade e a superfície de deteção da atividade elétrica, maiores serão as resistências oferecidas à propagação da corrente elétrica gerada (impedância) e mais atenuado será o sinal.

Por uma questão de comodidade e facilidade de deteção, a medição é feita através do chamado potencial elétrico (medido em Volts). A atividade elétrica poderá, igualmente, ser percebida em profundidade, nomeadamente através de receptores elétricos (elétrodos) implantados (arames ou agulhas), mas neste caso a técnica torna-se invasiva e cruenta, portanto comprometedor da integridade física do sujeito e, por isso, só recomendável em situações clínicas, ou em situações limite devidamente autorizadas. Importa sublinhar, porém, que alguns músculos, nomeadamente os anatomicamente mais profundos, só parecem poder ser convenientemente **eletromiografáveis** através de elétrodos de profundidade.

Durante uma contração muscular, o potencial elétrico gerado e percebido à superfície cutânea é da ordem dos milivolts, por isso de muito baixa intensidade e muito suscetível a atenuações circunstanciais e mutáveis de dia para dia, de sessão de avaliação para sessão de avaliação, de músculo para músculo e de sujeito para sujeito. Nesta medida, as condições de estandardização e de normalização (relativização) dos registos são críticas para que os dados possam ser comparados.

O registo da atividade elétrica muscular consiste num traçado que oscila entre valores positivos e negativos em torno da posição neutra (zero), muito complexo e pouco amigável, que normalmente se designa por **traçado de interferências**. Este é mais intenso quando, num mesmo intervalo de tempo, mais fibras se contraem no espaço de deteção do sensor (elétrodo) e quando mais elevada é a frequência de “disparo”, ou frequência de contração dessas fibras.

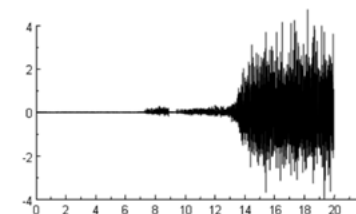


FIGURA 89 - Traçado de interferências do registo EMG. Em ordenadas é representada a intensidade da corrente percebida (mv) e em abcissas o tempo (em s).



Na Figura 89 pode apreciar-se um traçado de interferências de uma contração muscular que, entre os 7 e os 9 s foi de muito reduzida intensidade, seguiu-se depois um novo período de silêncio bioelétrico para, entre os 10 e os 13 s voltar a perceber-se uma muito ligeira contração, como que antecipatória da mais intensa, que cresceu entre os 13 e os 16 s, a qual se manteve, depois, até ao final do registo.

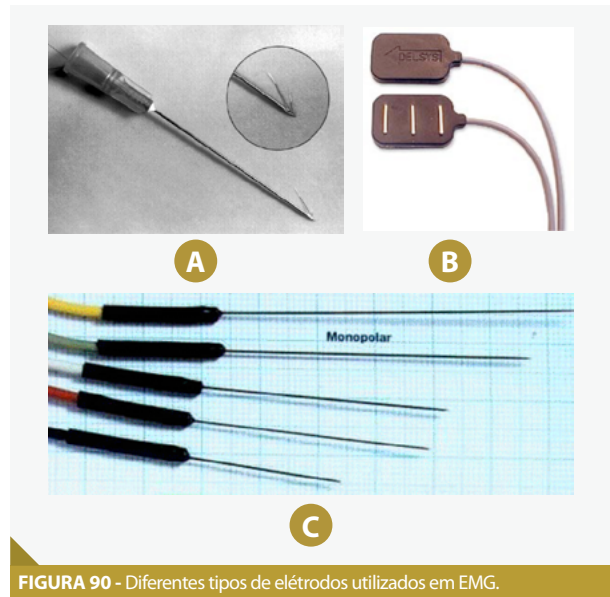


FIGURA 90 - Diferentes tipos de eléctrodos utilizados em EMG.

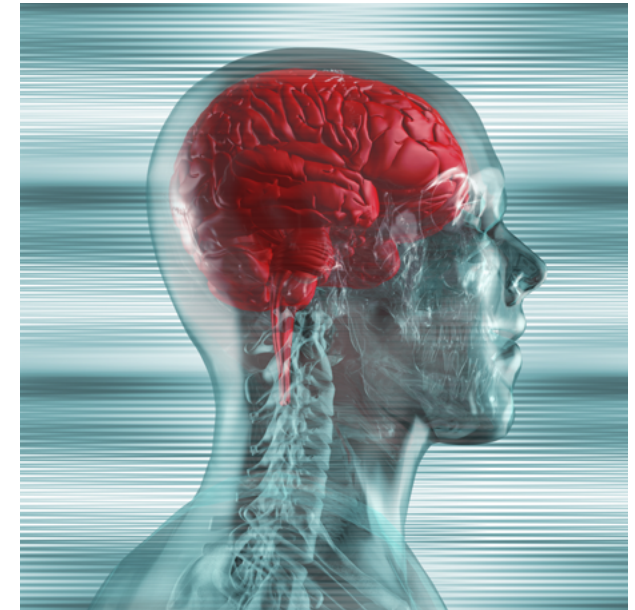
Estes traçados são normalmente obtidos através de eléctrodos (Figura 90), que podem ser de superfície (B) ou implantados (A e C), como referido, passivos ou ativos (pré-amplificados para evitar a contaminação do sinal), não diferenciais (polares) ou

diferenciais (bi ou multipolares - com duas ou mais superfícies de detecção para que cada uma constitua referência das restantes). Quando se utilizam eléctrodos diferenciais, as duas ou mais superfícies de detecção devem ser colocadas de forma que sigam o alinhamento longitudinal das fibras musculares no músculo em causa, especialmente o respetivo ângulo de penação (ângulo formado pelos fascículos musculares com a aponevrose em que se inserem), quando for o caso. As superfícies de detecção devem ser colocadas a meio do ventre muscular, considerando o seu comprimento e largura, quer para melhorar as condições de standardização da monitorização, quer para evitar as zonas anatómicas de maior atenuação do sinal. Para efeitos de comparação de contrações de diferentes músculos e de diferentes indivíduos, ou de um mesmo indivíduo em momentos diferentes, os registos obtidos devem ser normalizados à contração isométrica voluntária máxima, à contração dinâmica máxima, ou ao máximo dinâmico circunstancial daquele músculo no movimento em causa. Relativamente às virtualidades e inconvenientes de cada procedimento de normalização subsiste ainda muita controvérsia na literatura especializada.



DESAFIO

Procure encontrar e sistematizar os argumentos disponíveis na literatura acerca das vantagens e inconvenientes dos diferentes procedimentos de normalização do traçado eletromiográfico.



////////////////////////////////////
O registo EMG permite hoje, em biomecânica, saber:

- ◆ Se um músculo está ativo ou não.
- ◆ O momento da sua ativação (onset) e desativação (offset).
- ◆ A intensidade relativa da ativação muscular.
- ◆ A cronologia da ativação de músculos e grupos musculares agonistas e antagonistas.
- ◆ O tipo de fibras musculares maioritariamente recrutadas.
- ◆ A variação do padrão de ativação com a fadiga (maioritariamente no domínio da frequência), com a aprendizagem e com o treino.

////////////////////////////////////

Em casos particulares em que se estabeleça uma função de variação da ativação EMG com a força muscular desenvolvida (uma função de “calibração” específica músculo/sujeito), é possível obter-se uma ideia (mas apenas isso, um indicador e não uma medida rigorosa) da força muscular desenvolvida em cada momento de uma dada atividade por um dado músculo. Todavia, conhecendo-se um dado momento de força articular, a inércia segmentar e o padrão de recrutamento EMG relativo dos diferentes músculos agonistas e antagonistas, é possível estimar a contribuição relativa de cada um para o momento de força articular em causa.

forma de forças) está determinado pela curva da quinta linha de registo, contando a partir de cima. Pode perceber-se quais os músculos ativos e inativos, mas não se pode perceber diretamente quais os mais ou menos ativos, na medida em que os traçados da imagem não estão ainda relativizados.

3.5. Termografia

A termografia constitui uma área recente de investimento da biomecânica. Basicamente constitui-se no registo imagiológico da distribuição de temperaturas superficiais de um corpo ou sistema biomecânico. Poderá permitir, desta forma, despistar processos patológicos associados a lesões, como inflamações, mas poderá também permitir discernir zonas corporais mais ou menos ativas em termos musculares.

Na Figura 92 observa-se o registo termográfico dos membros inferiores de uma atleta após a realização de um protocolo de múltiplos saltos. É possível perceber a maior temperatura registada nas zonas mais ativas.

A termografia está ainda a dar os seus primeiros passos em biomecânica, esperando-se francos desenvolvimentos nos próximos anos.

95

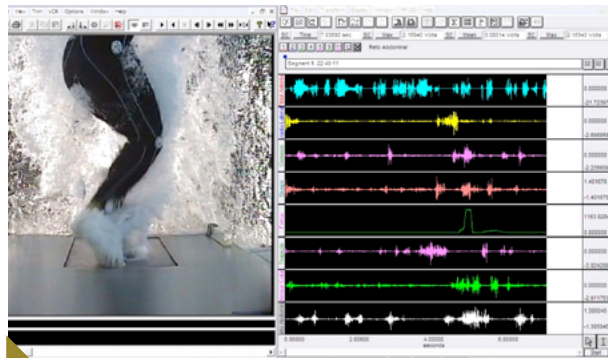
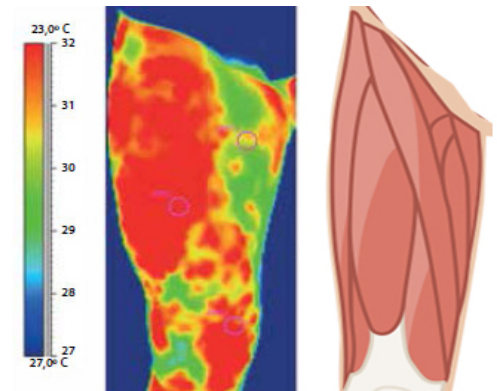


FIGURA 91 - Registo EMG antes, durante e depois de uma viragem de crol em natação, cuja fase de apoio na parede está representada pela curva força/tempo de reação da parede (quinta linha a contar de cima) - LABIOMEUP.

Na Figura 91 podemos observar o traçado de interferência de sete músculos antes, durante e depois do contacto com a parede durante uma viragem de crol. O contacto com a parede (plata-



FIGURA 92 - Registo termográfico da atividade dos membros inferiores (LABIOMEUP).



Pontos-chave da subunidade

1. A qualidade de um dado movimento em desporto, a sua descrição e análise detalhada só pode ser realizada através dos meios conceptuais, procedimentais e instrumentais da biomecânica e o critério último obedece ao princípio da energia mínima e, portanto, da máxima economia motora em contexto de máxima eficácia. Neste quadro, a avaliação quantitativa detalhada do próprio movimento e das razões mecânicas que lhe subjazem, é decisiva para esbater os vieses das apreciações subjetivas mais frequentemente utilizadas pelos treinadores.
2. A avaliação quantitativa dos movimentos realizados em desporto concretiza-se através de soluções de avaliação da “forma” do movimento, que agrupamos numa categoria designada por **cinemetria** (mais frequentemente de luz e inercial), das forças, momentos de força, pressões e outras tensões que lhe dão origem ou a alteram, que integram a **dinamometria**, a qual recorre ao conhecimento morfométrico ou antropométrico para conhecer as propriedades inerciais dos corpos, segmentos corporais e engenhos desportivos, permitindo resolver as equações do movimento de forma **direta** e **inversa**. A avaliação da atividade elétrica muscular, que se designa por **eletromiografia**, complementa estes recursos, permitindo perceber quando e quanto um músculo está ativo, produzindo força.
3. A cinemetria dedica-se a esclarecer a posição (linear e angular) de um corpo (corpo todo, segmento corporal ou engenho desportivo) no plano (2D) ou no espaço (3D) em cada instante do tempo, permitindo avaliar o deslocamento (e a respetiva trajetória) e as medidas derivadas desta (velocidade e aceleração). Os métodos de cinemetria de luz (imagem ou luz retro refletida) medem diretamente a posição, enquanto que os métodos inerciais medem a velocidade angular ou a aceleração e os velocímetros mecânicos e doppler medem a velocidade.
4. A dinamometria lida com as forças em presença no decurso de um dado movimento e com a capacidade de produção de força de um músculo ou de um conjunto de músculos. Faz-se de forma direta e inversa (calculando-se as forças através da aceleração que originam num corpo de inércia conhecida), distinguindo-se forças internas e externas. Para a avaliação dinamo-métrica recorre-se a dinamómetros vários e a soluções customizadas para a determinação de forças e tensões aplicadas em contextos particulares.
5. A morfometria biomecânica (habitualmente designada por antropometria biomecânica, no caso da biomecânica humana) lida com as dimensões dos sistemas em análise, mas sobretudo com as respetivas propriedades inerciais (massa, para a mecânica linear e momento de inércia no caso da mecânica angular). Estas últimas são ainda de muito difícil determinação personalizada, recorrendo-se normalmente a modelos. Todavia, as novas soluções de captura, processamento e análise de imagem médica estão a permitir rápidas evoluções neste domínio.
6. A **eletromiografia** é uma técnica bioelétrica que permite avaliar o potencial de ação neuromuscular, esclarecendo quando e quanto um músculo está ativo. Trata-se de um meio de avaliação biofísico muito importante para complementar a avaliação biomecânica do movimento humano – e particularmente do movimento desportivo –, já que são escassas as soluções que permitam analisar o desempenho do órgão produtor de força dos seres humanos e da maioria dos animais. A **termografia** (método de avaliação imagiológica da temperatura da superfície corporal é hoje um dos métodos que procura reforçar a biomecânica neste domínio, mas com evidentes limitações).



SINOPSE DA UNIDADE CURRICULAR



Conclui-se agora a Unidade Curricular de Biomecânica, de facto uma **introdução** ao estudo da biomecânica do desporto. O leitor está agora mais apto a entender o movimento desportivo, as suas razões e os seus constrangimentos. Os formandos estão também mais aptos a melhor perceberem de que ferramentas podem dispor para estudar mais detalhada e rigorosamente as alterações que se vão processando no(s) movimento(s) realizado(s) pelos praticantes. Estão, por isso, mais aptos a ajudarem a evoluir o movimento desportivo – a técnica desportiva e as deslocações em campo, por exemplo – dos praticantes a seu cargo, contribuindo para a maximização da *performance* desportiva e para a evolução dos padrões

de prática desportiva. Estão, também, mais aptos a dialogar com o biomecânico que um dia possam ter ao serviço da sua equipa técnica, tendo melhores condições para discutir prioridades e alternativas. Estarão, inclusivamente, mais apetrechados para analisar com o médico ou fisioterapeuta do clube, entendendo melhor a lesão e o processo de recuperação.

Os formandos estão, portanto, mais aptos a realizarem as suas tarefas fundamentais enquanto treinadores! Estão mais aptos a entender, a avaliar e a prescrever o movimento desportivo; a perceber que direções deverão ser tomadas para o fazer progredir, seja o que se consubstancia na técnica desportiva, seja o “simples” exercício de treino.



AUTOVERIFICAÇÃO DOS CONHECIMENTOS

A. Aferição do conhecimento

Classifique como verdadeiro (V) ou falso (F) as seguintes afirmações:

1. O objeto de estudo da biomecânica são as forças produzidas e aplicadas sobre os sistemas biológicos e os seus efeitos.
2. O objetivo último da biomecânica do desporto é a otimização da técnica e dos movimentos desportivos, o desenvolvimento das interfaces e engenhos e a prevenção de lesões.
3. No princípio fundamental da dinâmica “F” é uma medida cinemática e “a” uma medida cinética.
4. A Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) convencionou que os eixos X, Y, Z representam, respetivamente, as dimensões horizontal ântero-posterior, vertical e horizontal latero-lateral.
5. Para caracterizar a posição de um volume rígido no espaço com significado para a cinemática linear e angular, necessitamos de definir o vetor posição, ou as respetivas coordenadas cartesianas, e a orientação espacial do objeto.

6. Os avanços da tecnologia biomecânica permitiram hoje a aquisição de coordenadas espaciais de diferentes pontos de um objeto em tempo real.
7. A plataforma de forças é um dispositivo dinamométrico sofisticado, permitindo conhecer a força de reação ao apoio, as suas três componentes, o respetivo ponto de aplicação e os momentos de força em torno dos três eixos coordenados.
8. Os dinamómetros isocinéticos são dos que permitem maior validade ecológica da avaliação, por aproximarem da forma mais marcada os movimentos ao seu perfil natural.
9. A EMG dá-nos conta da cronologia e intensidade do recrutamento de um dado grupo muscular.

CHAVE: (V, V, F, V, V, V, V, V, F, V)

B. Aplicação do conhecimento

1. Esclareça como é que a biomecânica pode contribuir para o aprimoramento do pensamento tático do treinador de jogos desportivos coletivos.
2. Foi medida a velocidade horizontal de um nadador após a partida de blocos e imediatamente antes de entrar na água. Era de 3m/s. Depois de contactar com a água, mergulhar completamente e deslizar um pouco, a sua velocidade horizontal passou a 2 m/s. A força resultante a que se submeteu foi favorável ou desfavorável à progressão do nadador?
3. Imagine que o tempo de imersão e deslize foi de 1 s. Qual foi a aceleração a que o nadador foi sujeito ao passar de 3 m/s para 2 m/s? 1 m/s^2 ; 2 m/s^2 ; 10 m/s^2 ou 20 m/s^2 ?

CHAVE: (B1 - Resposta aberta; B2 - Desfavorável; B3 - 1 m/s^2)





RECOMENDAÇÕES DE LEITURA

International Society of Biomechanics in Sports (Sociedade Internacional de Biomecânica do Desporto), repositório de Atas de Congressos, disponível em: <http://www.isbs.org/>

Revista *Sports Biomechanics*, disponível em: <http://www.tandf.co.uk/journals/rspb>

Revista *Journal of Applied Biomechanics*, disponível em: <http://journals.humankinetics.com/jab>

Revista *Journal of Biomechanics*, disponível em: <http://www.jbiomech.com/>

Gordon, D., Robertson, E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N. (2014). *Research methods in biomechanics* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics*. New York: Springer.

Knudson, D., Morrison, C.S. (2002). *Qualitative analysis of human movement* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Uchida, T. K., Delp, S. L. (2020). *Biomechanics of movement: The Science of Sports, Robotics, and Rehabilitation*. Cambridge, Massachusetts, The MIT Press.





GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Abdução

Movimento descrito em torno do eixo ântero-posterior e no plano frontal, caracterizado por um afastamento lateral do segmento.

Aceleração

Taxa de variação no tempo da velocidade de que está animado um ponto material ou um corpo.

Aceleração angular

Taxa de variação no tempo da velocidade angular.

Aceleração centrípeta

Aceleração decorrente da necessidade do corpo que gira estar sujeito a uma força centrípeta (que o puxa para o eixo de rotação) deformando continuamente a sua trajetória em torno desse eixo (alterando continuamente a direção do vetor velocidade linear).

Acelerómetro

Dispositivo que permite registar a aceleração por efeito mecânico inercial (determina a força imposta por uma massa conhecida

quando é acelerada – daí a referência “inercial”).

Adução

Movimento descrito em torno do eixo ântero-posterior e no plano frontal, caracterizado por uma aproximação medial do segmento.

Alavanca

Máquina simples que permite a uma ação (potência) equilibrar uma resistência em mecânica angular. Caracteriza-se por um fulcro ou eixo de rotação, um ponto de aplicação da potência (cuja distância ao eixo define o “braço” da potência) e um ponto de aplicação da resistência (cuja distância ao eixo define o “braço” da resistência). São de três tipos: alavanca de primeira ordem ou interfixa (quando o fulcro está situado entre a potência e a resistência); alavanca de segunda ordem ou inter-resistente (quando a resistência se aplica entre o fulcro e a potência) e alavanca de terceira ordem ou interpotente (quando a potência se aplica entre o fulcro e a resistência).

Atenuação (do efeito de uma força)

Observa-se quando no decurso do processo, a atuação dessa força é contrariada por outra que se lhe opõe. Pode igualmente observar-se quando o aumento da área de aplicação da força resulta na atenuação da pressão.

Atrito

A componente da força de contacto entre as superfícies de dois corpos em movimento relativo, ou tendência de movimento, exercida no plano estabelecido por essas superfícies e na mesma direção e sentido contrário ao movimento (ou tendência de movimento) relativo considerado.

Atrito dinâmico ou cinético

É a força que atua sobre duas superfícies em movimento relativo de deslizamento, opondo-se a esse deslizamento (o mesmo que Atrito).

Atrito estático

Constitui a força que é necessário vencer para colocar um corpo em movimento sobre outro.



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Barometria

Avaliação da pressão. Fala-se de Podobarometria ou de Baropodometria quando se usa a avaliação de pressões para o estudo biomecânico do pé.

Base de sustentação

Área na superfície de apoio formada pelas superfícies de apoio de um corpo e pela área entre elas. Trata-se da região do plano que, contendo a projeção vertical do centro de gravidade, não permite que a força da gravidade crie um momento de força que desequilibre o corpo.

Biofísica

A ciência que estuda os seres vivos à luz da física.

Biologia

Ciência dedicada ao estudo dos seres vivos.

Biomecânica

Ciência que estuda as forças produzidas ou exercidas sobre os seres vivos e os seus efeitos.

Centro de pressão

Ponto de aplicação da força de reação a um apoio.

Cinemática

Domínio da mecânica onde se estuda o movimento, independentemente das forças em presença.

Cinemática espacial

Posição, deslocamento, velocidade e aceleração descritos no espaço (3D).

Cinemática linear

Caraterização dos movimentos lineares.

Cinemática planar

Posição, deslocamento, velocidade e aceleração descritos num plano (2D).

Cinemática unidimensional

Posição, deslocamento, velocidade e aceleração numa única dimensão (x, y ou z).

Cinemetria

Domínio de avaliação biomecânica relativa ao estudo das variáveis cinemáticas, permitindo descrever o movimento.

Coefficiente de atrito

(Estático e dinâmico)

Grandeza adimensional que se atribui a um par de superfícies que contactam entre si e que depende da rugosidade dessas superfícies e do grau de acoplamento das mesmas.

Coordenadas cartesianas

Sistema de eixos coordenados (x, y, z), ortogonais entre si, que permitem, através da medida do afastamento à origem em cada um, definir a posição de um corpo no espaço. As coordenadas cartesianas constituem o referencial do movimento por excelência.

Conhecimento

Conjunto de crenças verdadeiras e justificadas

Cronofotografia

Fotografia sequencial sobre uma mesma película, resultante da exposição múltipla da mesma em instantes diferentes.



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Deslocamento

Variação da posição num dado intervalo de tempo.

Deslocamento angular

Variação no tempo da posição angular (em uma, duas, ou três dimensões).

Digitalização

Processo de aquisição digital (computacional) de coordenadas de pontos relevantes numa imagem. Pode ser realizado manualmente, semiautomaticamente ou automaticamente.

DLT

Direct Linear Transformation (transformação linear direta) é um algoritmo que permite a reconstrução de coordenadas espaciais a partir de dois pares de coordenadas planares.

Dinâmica

Domínio da mecânica onde se estudam os efeitos de forças não equilibradas.

Dinâmica inversa

Solução matemática para a estimação de forças a partir da avaliação da acele-

ração a que fica sujeita um segmento ou um corpo, conhecendo-se a sua massa (muito utilizada para a estimação de forças internas no sistema biomecânico).

Dinamometria

Conjunto de procedimentos que permitem registar as tensões e forças exercidas pelos e sobre os sistemas biomecânicos.

Dinamometria externa

Sistemas de avaliação de forças externas ao sistema biomecânico.

Dinamometria interna

Sistemas de avaliação de forças internas ao sistema biomecânico.

Dinamometria isocinética

Dinamometria baseada em sistemas de resistência acomodada à potência aplicada e que, assim, mantêm a velocidade do movimento constante.

Dispositivos de aquisição automática de coordenadas

Dispositivos que permitem a aquisição automática de coordenadas de pontos

relevantes num corpo. Podem ser baseados em soluções de monitorização de luz (infravermelho, por exemplo), de emissores eletromagnéticos ou de centrais inerciais.

Distância percorrida

Somatório de todos os deslocamentos parciais realizados entre a posição inicial e final que caracterizam o deslocamento.

Domínios da mecânica

Os principais domínios da mecânica são a estática, a dinâmica e a cinemática.

Eficiência

Um processo de transformação de energia é tanto mais eficiente quanto menor for a entropia. A eficiência expressa o percentual (relativamente à energia útil inicial) da energia conservada como energia útil (para a realização de trabalho) após um processo de transformação ou transferência de energia.

Eixos anatómicos

Dimensões lineares que expressam uma direção ou dimensão (horizontal ântero-posterior; horizontal latero-lateral; vertical).



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Eletrogoniómetro

Dispositivo que regista eletronicamente a posição angular de dois segmentos.

Eléttodos ativos

Eléttodos que incorporam uma unidade de pré-amplificação do sinal EMG.

Eletromiografia (EMG)

Técnica de registo da atividade elétrica muscular. Pode ser de superfície (registos obtidos à superfície da pele) ou de profundidade, através da implantação de arames ou de agulhas condutoras.

Energia

Entidade física capaz de realizar trabalho. Só se realiza trabalho quando se transfere energia de um corpo para outro, provocando o deslocamento do(s) corpo(s).

Energia cinética

Também designada por energia do movimento, é determinada pela massa do corpo em movimento e pela respetiva velocidade ($E_c = 0.5 m \cdot v^2$).

Energia mecânica

Soma da energia cinética e da energia potencial de um corpo.

Energia potencial

É a energia livre disponível para ser libertada e realizar trabalho.

Energia potencial elástica

É a energia que é armazenada pela deformação de um corpo não completamente rígido. É função da constante de elasticidade (k) característica do material do corpo em questão e da respetiva deformação (Δx) – $EE = 0.5 k \Delta x^2$.

Energia potencial gravitacional

É a energia livre ou potencial de um corpo que resulta da sua posição relativamente à Terra, sendo determinada pela massa do corpo e pela altitude em relação ao solo (geralmente considerado ao nível médio do mar) – $EP = m g h$.

Entropia

Medida da perda de energia útil quando se realiza trabalho ou se transfere energia.

Espaço

Volume definido por três dimensões – ou eixos – (3D) ortogonais entre si.

Epistemologia

Ciência que estuda o conhecimento

Equilíbrio

Condição em que todas as forças e momentos de força aplicados a um dado corpo se compensam reciprocamente, apresentando resultante nula.

Equilíbrio estático

Condição em que uma situação de equilíbrio se verifica na ausência de movimento.

Equilíbrio dinâmico

Condição em que uma situação de equilíbrio se verifica em movimento, o que é o mesmo que dizer, em situação de movimento linear uniforme (com aceleração nula).

Estática

Domínio da mecânica onde se estuda o equilíbrio entre forças.



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Eversão

Movimento complexo do tornozelo que orienta as superfícies plantares dos pés lateralmente, afastando-as entre si.

Extensão

Movimento descrito em torno do eixo latero-lateral ou transverso, no plano sagital, que aproxima os segmentos da metade posterior do corpo (exceção para a articulação do joelho).

Fator de escala (*Scale Factor*)

Medida que estabelece a equivalência num dado contexto cinemétrico imagiológico entre as dimensões reais do objeto e as dimensões na imagem.

Física

A ciência que estuda os fenómenos naturais

Flexão

Movimento descrito em torno do latero-lateral ou transverso, no plano sagital, que aproxima os segmentos da metade anterior do corpo (exceção para a articulação do joelho).

Força

Entidade mecânica central que exprime a relação física entre dois corpos, que é responsável pela alteração do estado de repouso ou de movimento de um corpo ou pela respetiva deformação

Força externa

Força produzida fora do sistema mecânico considerado

Força interna

Força aplicada ou produzida no interior do sistema mecânico considerado

Fotografia estroboscópica

Fotografia sequencial numa mesma película obtida em exposição permanente com iluminação múltipla, em diferentes instantes do tempo, resultante de uma luz estroboscópica.

Fotografia do traçado luminoso

Fotografia em exposição permanente de uma cena onde uma fonte de luz (permanente ou intermitente) traça uma trajetória.

Frequência

Inverso do período, traduz o número de ciclos completos realizados por unidade de tempo.

Frequência de aquisição (*frequência de amostragem*)

Frequência (vezes por segundo – Hz) com que um evento é capturado pela imagem, ou pelo dispositivo de medida não imagiológico. Nos sistemas de imagem é determinada pelo número de imagens suscetíveis de serem capturadas por unidade de tempo. No vídeo convencional oscila entre 25 e 50 Hz, mas pode ascender a 20000 Hz ou mais, inclusivamente a cores. A frequência de aquisição é decisiva para que se consiga descrever convenientemente um determinado movimento, sem suscetibilidade a fenómenos de *aliasing* (representação adulterada de um fenómeno por insuficiente frequência de amostragem).

Impulso

É dado pelo produto de uma força pelo tempo durante o qual foi aplicada a um dado corpo. É dado pela variação da quantidade de movimento de um corpo.



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Inclinação lateral

Movimento descrito em torno do eixo ântero-posterior e no plano frontal, distinguindo-se as variantes à direita e à esquerda.

Inércia

Caraterística de um corpo que determina a forma como ele se opõe à alteração do seu estado de repouso ou de movimento, normalmente associada à sua massa e à forma como esta se distribui em torno de um eixo de rotação.

Inversão

Movimento complexo do tornozelo orientando medialmente as superfícies plantares dos pés e aproximando-as entre si.

Isaac Newton (1642-1727)

Grande físico, pai da mecânica clássica, que formulou as três Leis do Movimento e a Lei da Gravitação Universal.

Joule (J)

Medida do trabalho realizado por uma força de 1N (Newton) ao deslocar o seu ponto de aplicação em 1 m.

Lateral

Relativo à região externa do corpo.

Lei da gravitação universal

Formulada por Isaac Newton, estabelece que dois corpos se atraem entre si com forças de sentido contrário e igual intensidade, a qual é proporcional ao produto das suas massas e inversamente proporcional ao quadrado da distância que separa os corpos.

Massa

É a quantidade de matéria que compõe um dado corpo, que define a sua inércia e que concorre para definir o seu peso.

Mecânica

Domínio da física consagrado ao estudo do movimento, das suas características e das suas causas.

Medial

Relativo à região central do corpo.

Meios cinemétricos não imagiológicos

Meios cinemétricos que não recorrem

ao registo de imagem para a caracterização do movimento (velocímetros, acelerómetros e eletrogoniómetros).

Meios imagiológicos

Meios cinemétricos baseados em registo de imagens do movimento. Podem ser imagens de fotografia, cinema ou vídeo.

Meios imagiológicos fotoquímicos

Meios que registam imagem por processo fotoquímico, isto é, baseados numa reação química produzida numa superfície fotossensível (sensível à luz). São os casos da fotografia e do filme.

Meios imagiológicos ótico-eletromagnéticos e ótico-eletrônicos

Meios que registam imagens em base eletromagnética ou eletrônica, como é o caso da tecnologia vídeo de fita e digital.

Momento de força

Medida do efeito de uma força em mecânica angular. É dado pelo produto da intensidade da força pela distância perpendicular desta ao eixo de rotação (braço da força).



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Momento de inércia

Medida da inércia no movimento angular, é determinado pelo produto da massa pelo quadrado do seu afastamento ao eixo de rotação.

Morfometria

Domínio da avaliação biomecânica onde se pretende modelar as características inerciais dos sistemas biomecânicos. No caso da biomecânica humana designa-se habitualmente por antropometria biomecânica.

Movimento angular

(ou movimento de rotação)

Movimento caracterizado por todos os pontos de um dado corpo ou segmento corporal realizarem o mesmo deslocamento angular em torno de um dado eixo num mesmo intervalo de tempo.

Movimento combinado ou misto

Movimento que combina movimento linear e movimento angular.

Movimento linear

(ou movimento de translação)

Movimento caracterizado por todos os pontos de um dado corpo ou segmento corporal realizarem o mesmo deslocamento linear (numa, duas ou três dimensões) num mesmo intervalo de tempo.

Movimento (linear ou angular) uniforme

Movimento caracterizado por velocidade (linear ou angular) constante.

Movimento (linear ou angular) uniformemente variado

Movimento caracterizado por aceleração (linear ou angular) constante.

Movimento (linear ou angular) variado

Movimento caracterizado por aceleração (linear ou angular) variável.

Objetivo da biomecânica do desporto

O objetivo da biomecânica do desporto consiste em descrever e otimizar o movimento, os engenhos e os fatores do envolvimento desportivo, maximizando o desempenho e evitando as lesões.

Objeto da biomecânica

A biomecânica estuda o movimento e as deformações dos seres vivos produzidos pela ação de forças (as forças produzidas pelos sistemas biológicos e aquelas a que eles ficam sujeitos).

Período

Tempo que demora a realizar uma rotação completa em torno de um eixo.

Peso

Força com que a massa da Terra atrai os corpos para o seu centro. É dada pelo produto da massa do corpo pela aceleração da gravidade.

Plano

Entidade geométrica definida por duas dimensões - ou eixos - (2D).

Plano frontal

Plano definido pela dimensão vertical (y) e pela dimensão horizontal latero-lateral (z). Divide o corpo humano nas metades ventral e dorsal.



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Plano sagital

Plano definido pela dimensão horizontal ântero-posterior (x) e pela dimensão vertical (y). Divide o corpo humano nas duas metades direita e esquerda.

Plano transverso

Plano definido pela dimensão horizontal ântero-posterior (x) e pela dimensão horizontal latero-lateral (z). Divide o corpo humano nas metades superior e inferior.

Plano inclinado

É uma máquina simples que permite realizar um mesmo trabalho aplicando menos força mas aumentando a distância percorrida.

Plataformas de forças

Dispositivos dinamométricos por excelência em biomecânica.

Permitem medir a força resultante de reação do solo ao apoio sobre o mesmo, decomposta nas suas três componentes, bem como os três momentos e a posição do centro de pressão. Podem ser extensométricas ou piezoelétricas,

consoante a solução adotada para medir a tensão aplicada. Os extensómetros registam a alteração da resistência (impedância) elétrica decorrente da deformação associada a uma tensão, enquanto os dispositivos piezoelétricos reportam as alterações da condutividade elétrica de um cristal em função das tensões a que está submetido.

Podobarometria

Estudo das pressões plantares registadas durante a atividade biomecânica envolvendo os pés como atuadores. Pode ser concretizada através de plataformas, de palmilhas ou de sistemas de monitorização de pontos específicos da superfície de contacto.

Ponto material ou partícula

Ponto sem dimensões e com a massa do corpo que representa.

Posição

Ponto (definido numa, duas ou três dimensões) que caracteriza o afastamento de um dado corpo à origem de um sistema de coordenadas.

Posição anatómica

Posição corporal a partir da qual se descrevem os movimentos segmentares. Caracteriza-se pela posição vertical direita, com os pés juntos e os membros superiores ao longo do corpo, estando as mãos com as superfícies palmares orientadas para a frente.

Posição angular ou orientação espacial

Ângulo formado por cada uma das dimensões características do corpo (comprimento, largura e profundidade) em relação a cada um dos eixos de um sistema de coordenadas.

Posição (linear e angular)

Variável cinemática fundamental que, em conjunto com o tempo, permite calcular as demais variáveis de interesse (deslocamento, trajetória, velocidade, aceleração).

Potência

Mede o trabalho realizado por unidade de tempo, correspondendo, por isso, à energia transferida por unidade de tempo de



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



um corpo para outro através da aplicação de uma força ao longo de um deslocamento realizado a uma dada velocidade.

Primeira lei do movimento de Newton

Ver “princípio da inércia”.

Princípio da ação e reação

Terceira lei do movimento de Newton. À ação de uma força corresponde sempre uma reação oposta de igual intensidade, exercida na mesma direção e em sentido contrário.

Princípio da conservação da energia cinética

Em colisões elásticas, a energia cinética de um corpo que colide com um outro é-lhe inteiramente transmitida e a energia cinética total mantém-se constante.

Princípio da conservação do momento angular

O momento angular de um corpo ou de um conjunto de corpos, mantém-se constante a não ser que sobre ele atue um momento de força diferente de zero.

Princípio da conservação do momento linear

A quantidade de movimento total de um conjunto de objetos permanece inalterada, a não ser que uma força externa não nula atue sobre o sistema.

Princípio fundamental da dinâmica

Segunda lei do movimento de Newton. A mudança do estado de movimento de um corpo é inversamente proporcional à sua massa e diretamente proporcional à intensidade da força motora, realizando-se na direção e sentido desta.

Princípio da inércia

Primeira lei do movimento de Newton. Um corpo permanece imóvel ou animado de movimento retilíneo uniforme se sobre ele não atuar uma força resultante de intensidade diferente de zero.

Projétil

Corpo sólido, com massa diferente de zero, lançado e abandonado no espaço.

Pronação

Movimento segmentar de rotação interna realizado em torno do eixo vertical ou longitudinal, descrito no plano transversal.

Quantidade de movimento

O mesmo que momento linear ou *momentum*. É medida pelo produto da massa de um corpo pela velocidade de que se encontra animado. A variação da quantidade de movimento de um corpo no tempo define a força a que foi sujeito.

Quantidade de movimento angular ou momento angular

O momento angular é dado pelo produto da velocidade angular pela medida da inércia angular, no caso, o momento de inércia do corpo.

Radiano

Medida de distância angular no Sistema Internacional de Unidades. Um radiano equivale a $57,3^\circ$ ($2\pi rad = 360^\circ$).



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Rapidez

Taxa de variação no tempo da distância percorrida por um ponto material ou um corpo.

Retificação do traçado de interferências

Passagem do sinal EMG distribuído em torno de “zero” para sinal positivo, suscetível de ser ulteriormente processado.

Roldana

Máquina simples que permite modificar a direção de aplicação de uma força. Se utilizada em par permite mobilizar uma carga com um esforço menor do que aquela.

Referencial absoluto ou de laboratório

Aquele que não apresenta movimento relativamente à Terra.

Referencial de inércia

Sistema de coordenadas cartesianas com origem num ponto estacionário ou animado de movimento retilíneo uniforme, através do qual se possa descrever o movimento de um corpo.

Referencial relativo

Referencial que se reporta exclusivamente ao corpo ou segmento considerado, apresentando ou não movimento relativo em relação à Terra.

René Descartes (1596-1650)

Sábio francês, pai da geometria analítica.

Segunda lei do movimento de Newton

Ver “princípio fundamental da dinâmica”.

Supinação

Movimento oposto ao de pronação; rotação externa realizada em torno do eixo vertical ou longitudinal e descrita no plano transversal.

Técnica desportiva

Complexo de ações segmentares que têm por objetivo fazer deslocar o próprio corpo, ou um corpo ou engenhos terceiros, de forma a permitir a concretização do objetivo da atividade desportiva.

Terceira lei do movimento de Newton

Ver “princípio da ação e reação”.

Termografia

Registo imagiológico da distribuição de temperaturas superficiais num corpo.

Trabalho

Medida da energia transferida de um corpo para outro através da aplicação de uma força ao longo de um deslocamento.

Traçado de interferências

Registo bruto do traçado EMG correspondendo à soma espacial e temporal dos potenciais de ação das diferentes fibras musculares recrutadas para um dado movimento.

Velocidade

Taxa de variação no tempo do deslocamento de um ponto material ou de um corpo.

Velocidade angular

Taxa de variação no tempo do deslocamento angular.



GLOSSÁRIO DE CONCEITOS-CHAVE



Velocidade de obturação

A velocidade de obturação descreve o tempo que uma imagem demora a ser capturada e é determinante da sua qualidade. Quando em movimentos rápidos se usa uma velocidade de obturação baixa, é possível que cada imagem parada se caracterize por um “borrão” mal definido, resultante do facto de, durante o tempo de captura da imagem o corpo ou objeto em questão ter assumido diferentes posições face à câmara.

Velocímetro

Meio cinemétrico que permite registar a velocidade por meio mecânico, acústico ou eletromagnético.

Vetor deslocamento

Segmento de reta que une a extremidade distal de dois vetores posição de um ponto assumidos em dois instantes do tempo distintos. Pode caracterizar-se numa só dimensão (unidimensional linear), em duas dimensões (bidimensional, 2D ou planar), ou em três dimensões (tridimensional, 3D ou espacial), consoante envolva alterações de um, dois ou três dos vetores coordenadas x , y e z .

Vetor posição

É o segmento de reta que caracteriza o afastamento de um ponto considerado em relação à origem do sistema de coordenadas cartesianas num dado momento.

Vetores coordenadas

São os segmentos de reta medidos em cada eixo coordenado (x , y ou z) que caracterizam o afastamento relativo de um dado corpo à origem na dimensão (eixo ou coordenada) considerada.

Volume de calibração

Volume do sistema utilizado para calibrar o espaço onde se pretende recolher dados cinemétricos da *performance*.

Volume de performance

Espaço ocupado pela *performance* que se pretende caracterizar.

Watt (W)

Medida de potência. 1 W corresponde ao trabalho de 1 J realizado em 1 s.



REFERÊNCIAS

Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close range photogrammetry. *Proceedings of the symposium on close range photogrammetry*, 1-18. Falls Church, VA, American Society of Photogrammetry.

De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.

Linke, D., Link, D., & Lames, M. (2020). Football-specific validity of TRACAB's optical video tracking systems. *PLoS ONE*, 15(3), 1-17. doi:10.1371/journal.pone.0230179

Toussaint, H. M., Berg, C. V. d., & Beek, W. J. (2002). "Pumped-up propulsion" during front crawl swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(2), 314-319. doi:10.1097/00005768-200202000-00020

Wong, P.-I., Chamari, K., Mao, D. W., Wisløff, U., & Hong, Y. (2007). Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements. *British Journal of Sports Medicine*, 41(2), 93-100. doi:10.1136/bjsm.2006.030668



FICHA TÉCNICA

PLANO NACIONAL DE FORMAÇÃO DE TREINADORES

MANUAIS DE FORMAÇÃO - GRAU III

EDIÇÃO

INSTITUTO PORTUGUÊS DO DESPORTO E JUVENTUDE, I.P.

Rua Rodrigo da Fonseca nº55

1250-190 Lisboa

E-mail: geral@ipdj.pt



AUTORES

JOÃO PAULO VILAS-BOAS

BIOMECÂNICA DO DESPORTO

LUÍS HORTA

ANTIDOPAGEM

ISABEL MESQUITA E RÚBEN GOMES

COACHING DO TREINO DESPORTIVO

JOSÉ GOMES PEREIRA

FISIOLOGIA DO DESPORTO

ABEL SANTOS

GESTÃO DO DESPORTO

CLÁUDIA SOFIA MINDERICO

NUTRIÇÃO

ISABEL MESQUITA

PEDAGOGIA E DIDÁTICA DO DESPORTO

CLÁUDIA DIAS, SARA MESQUITA, NUNO CORTE-REAL,

ANTÓNIO MANUEL FONSECA

PSICOLOGIA DO DESPORTO

PAULO CUNHA, JOSÉ AFONSO E FILIPE MANUEL CLEMENTE

TEORIA E METODOLOGIA DO TREINO DESPORTIVO

MARTA MASSADA

TRAUMATOLOGIA DO DESPORTO

COORDENAÇÃO DA PRODUÇÃO DE CONTEÚDOS

Isabel Mesquita

COORDENAÇÃO DA EDIÇÃO

DFQ - Departamento de Formação e Qualificação

DESIGN E PAGINAÇÃO

BrunoBate-DesignStudio

© IPDJ - 2021