

Sônia Cavalcanti Corrêa

Fundamentos da biomecânica

O corpo
em movimento



Editora
Mackenzie

Fundamentos da biomecânica

O corpo
em movimento



9

UNIVERSIDADE PRESBITERIANA MACKENZIE

Reitor: Benedito Guimarães Aguiar Neto

Vice-reitor: Marcel Mendes

COORDENADORIA DE PUBLICAÇÕES ACADÊMICAS

Coordenadora: Helena Bonito Pereira

EDITORA DA UNIVERSIDADE PRESBITERIANA MACKENZIE

Conselho Editorial

Helena Bonito Pereira (*Presidente*)

José Francisco Siqueira Neto

Leila Figueiredo de Miranda

Luciano Silva

Maria Cristina Triguero Veloz Teixeira

Maria Lucia Marcondes Carvalho Vasconcelos

Moises Ari Zilber

Valter Luís Caldana Júnior

Wilson do Amaral Filho

COLEÇÃO CONEXÃO INICIAL

Diretora: Maria Lucia Marcondes Carvalho Vasconcelos

Sônia Cavalcanti Corrêa

Fundamentos da biomecânica

O corpo
em movimento

© 2014 Sônia Cavalcanti Corrêa

Todos os direitos reservados à Editora Mackenzie.
Nenhuma parte desta publicação poderá ser reproduzida por qualquer meio ou forma sem a prévia autorização da Editora Mackenzie.

Coordenação editorial: Andréia Ferreira Cominetti

Capa: O Capista

Diagramação: Acqua Estúdio Gráfico

Preparação de texto: Carlos Villarruel

Revisão: Cláudia Silveira e Hebe Lucas

Ilustrações: Alex Silva

Fotos: Igor Aparecido de Andrade

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil)

Corrêa, Sônia Cavalcanti

Fundamentos da biomecânica; o corpo em movimento /
Sônia Cavalcanti Corrêa. — 1. ed. — São Paulo: Editora
Mackenzie, 2014. — (Coleção conexão inicial; v. 9)

Bibliografia

ISBN: 978-85-8293-041-0

1. Biomecânica 2. Mecânica humana 3. Movimento I. Título.
II. Série.

14-06125

CDD-612.76

Índices para catálogo sistemático:

1. Homem: Movimento: Funções motoras: Ciências médicas	612.76
2. Mecânica humana: Funções motoras: Ciências médicas	612.76
3. Movimento humano: Bases biomecânicas:	
Fisiologia humana: Ciências médicas	612.76

EDITORA MACKENZIE

Rua da Consolação, 930

Edifício João Calvino

São Paulo – SP – CEP: 01302-907

Tel.: (5511) 2114-8774

editora@mackenzie.com.br

www.mackenzie.br/editora.html

Como adquirir o livro:

Livraria Mackenzie

Tel.: (5511) 2766-7027

livraria@mackenzie.br

Livraria virtual

www.livraria.mackenzie.br

*Dedico este livro ao grande entusiasta da pesquisa em Ciências do Movimento, **Dr. Maurício Leal Rocha**, fundador do Laboratório de Fisiologia do Exercício (Labofise) da Escola de Educação Física e Desportos da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), pesquisador e amigo que guiou os meus primeiros passos na pesquisa e no ensino da biomecânica. E também a todos que desejam utilizar a biomecânica como um instrumental básico na análise de qualquer movimento.*

*Agradeço a todos que tornaram este sonho realidade: aos amigos, pesquisadores e professores de biomecânica, leitores iniciais desta obra – **Paula Hentschel Lobo da Costa, Rachel Saraiva Belmont e Luis Mochizuki** — que com seus palpites e correções fizeram deste texto uma leitura mais dinâmica e mais didática;*

*aos companheiros e amigos do Laboratório de Ciências do Estudo do Movimento (LACEM) da Universidade Presbiteriana Mackenzie, liderados pela minha ex-aluna, ex-estagiária, atual técnica do laboratório e para sempre amiga **Ana Paula Xavier**, que se organizaram para produzir as fotos de laboratório e de movimento apresentadas neste livro;*

*aos **meus alunos, em geral**, que ao longo destes anos de docência com suas dúvidas e perguntas me tornaram uma professora cada vez mais preocupada em trazer a biomecânica para perto da realidade deles;*

*à **Universidade Presbiteriana Mackenzie**, que com sua Coleção Conexão Inicial abriu as portas para os seus professores transformarem as aulas em livros, permitindo a divulgação para a comunidade acadêmica em geral;*

*e, finalmente, à **minha família e a Deus**, que me dão o apoio e a tranquilidade para prosseguir nesta caminhada, tanto acadêmica quanto pessoal, na tentativa de me tornar uma pessoa melhor.*

SUMÁRIO

Apresentação	9
1 Introdução à biomecânica	11
Definição de biomecânica	12
Objetivos da biomecânica	13
Formas de análise em biomecânica	21
Terminologia básica	27
Resumo do capítulo	37
Atividades propostas	38
2 Princípios básicos do movimento	41
Primeira lei de Newton	42
Segunda lei de Newton	47
Terceira lei de Newton	57
Atrito	60
Resumo do capítulo	65
Atividades propostas	66
3 Aplicação de força no movimento, em diferentes situações	69
Quantidade de movimento no movimento linear	69
Impulso no movimento linear	74
Relação quantidade de movimento e impulso no movimento linear	75
Torque	80
Relação quantidade de movimento e impulso no movimento angular	93

Equilíbrio	96
Resumo do capítulo	99
Atividades propostas	100
Referências	101
Bibliografia comentada	105
Glossário	107
Índice	109

APRESENTAÇÃO

A dificuldade de aplicação dos conhecimentos originários da biomecânica à prática profissional pode ser especialmente percebida na educação física escolar, mas também está presente nos profissionais que lidam com o alto nível. Ainda na universidade, é possível identificar que os graduandos de Educação Física, quando deparam com a biomecânica, demonstram, ao mesmo tempo, sentimentos de medo e incerteza, o que vem da própria definição de biomecânica como sendo a aplicação da física no movimento humano. Os alunos acabam sentindo esse medo até pelo fato de não terem boas experiências com a física na educação básica e também porque, na maioria das vezes, não conseguem contextualizar esses conhecimentos. Em várias situações, ensina-se a física aplicada e não a biomecânica, em que se esperaria uma ênfase na mecânica do movimento. Geralmente, parte-se das equações e se usa o movimento para exemplificá-las, quando o importante seria, a partir de um problema prático no movimento, utilizar as equações e os conceitos para chegar a conclusões vinculadas a erros ou melhorias a serem implementadas no movimento.

Na integração da biomecânica com a prática, o esporte de elite tem sido priorizado. No entanto, há várias razões para estudar a biomecânica na saúde da comunidade, pois existe um número cada vez maior de iniciativas para levar as pessoas a se tornar ativas e se mover. Mas, para isso, é importante que se movam corretamente, pois o uso da técnica correta pode levar a um aumento do prazer e da participação, reduzindo o número de lesões que podem ocorrer com a população inativa.

O conhecimento básico dos princípios que regem o movimento permite que o professor/técnico leve os seus alunos de uma forma

mais direta e precisa ao padrão correto de movimento. Já esse conhecimento transmitido pelo professor aos alunos, de qualquer nível, permite que estes se apropriem dele e o apliquem em sua vida diária, em qualquer movimento que venham a executar.

Com base no exposto, sem desconsiderar a importância da pesquisa básica, o objetivo deste livro é priorizar a produção de conhecimentos aplicados que aproximem a biomecânica do ambiente de intervenção profissional.

A autora
em julho de 2014.

Introdução à biomecânica

Em uma análise de movimento, o ideal é integrar várias disciplinas acadêmicas, pois os problemas são multifacetados. As diversas áreas do saber podem e devem ser integradas, de modo que possam contribuir para o desenvolvimento e o aprimoramento dos indivíduos em relação à sua forma de ver o mundo e viver nele. Essa relação interdisciplinar supera a visão restrita de mundo e proporciona a compreensão da complexidade da realidade. Knudson e Morrison (2001) descrevem bem a natureza interdisciplinar da análise qualitativa do movimento, apresentando em detalhes como pode ser feita a integração de várias subdisciplinas, como biomecânica, desenvolvimento motor, pedagogia, aprendizagem motora, fisiologia etc. Não será possível neste primeiro livro fazer essa integração na análise qualitativa, mas acredito que essa deva ser a tendência a ser seguida pelos profissionais interessados em fazer a integração real com a prática.

A biomecânica, portanto, é uma das ferramentas de análise do movimento, cujo propósito é alcançar a eficiência do movimento, isto é, realizar o movimento correto com uma melhor relação entre gasto metabólico e gasto mecânico. Mas o que significa mover-se corretamente? Seguir as regras predeterminadas para os movimentos esportivos básicos? Não. Mover-se corretamente significa compreender e realizar a sequência correta de transferências de velocidade entre os diversos segmentos corporais para uma habilidade básica (por exemplo, arremessar) com um gasto menor de energia mecânica, utilizando uma postura específica que estabeleça o equilíbrio corporal e leve a um número menor de lesões.

Entretanto, para que o aluno/atleta aprenda isso, é necessário que o professor/técnico conheça, *a priori*, os princípios mínimos que devem ser aplicados aos movimentos básicos e saiba como levar o indivíduo a descobrir esses conhecimentos e incorporá-los à sua vida diária. Só assim esse conhecimento será útil para ele. Mas o que é biomecânica e quais são os seus objetivos?

DEFINIÇÃO DE BIOMECÂNICA

Podemos partir de definições mais abrangentes como:

- A biomecânica descreve, analisa e modela os sistemas biológicos, com o propósito de explicar como as formas de movimento dos corpos dos seres vivos acontecem na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos.

Essa definição serve para qualquer profissional de biomecânica, como o dentista que estuda as forças que devem ser exercidas pelo aparelho dental sobre os dentes dos indivíduos, de modo a colocá-los no lugar correto; o ortopedista que analisa as forças exercidas sobre os ossos de um indivíduo, de modo a recomendar uma prótese; o fisioterapeuta que estuda as forças a serem exercidas pelos aparelhos de tração, para levar a uma recuperação de uma determinada amplitude articular; o biólogo que estuda as forças e energias geradas por animais, para que estes possam se locomover; o engenheiro que estuda as forças geradas em diversos movimentos, de modo a adaptar o mobiliário. Todos são biomecânicos.

Uma definição mais específica voltada para os profissionais de Educação Física pode ser:

- A biomecânica estuda os movimentos (cinemática) e o que os gera (força cinética) a partir dos parâmetros da mecânica.

Pela própria definição, a biomecânica está vinculada à física. No entanto, ainda hoje existem cursos em que a biomecânica tem uma abordagem muito mais vinculada à anatomia funcional e outros em que se fala puramente da mecânica. Isso se deve ao fato de a biomecânica como disciplina ter sido introduzida nas décadas de 1960 e 1970 nos cursos de graduação nos Estados Unidos, onde já se estudava, desde o início, a cinesiologia (HAMILL; KNUTZEN, 1999). A cinesiologia fundamentalmente aborda a eficiência do movimento a partir do ponto de vista anatômico, estudando o sistema musculoesquelético (força) e o movimento articular que é gerado. Ambas as abordagens são importantes e, na realidade, complementares na análise do movimento (Figura 1), mas este livro irá tratar principalmente da mecânica aplicada ao movimento.

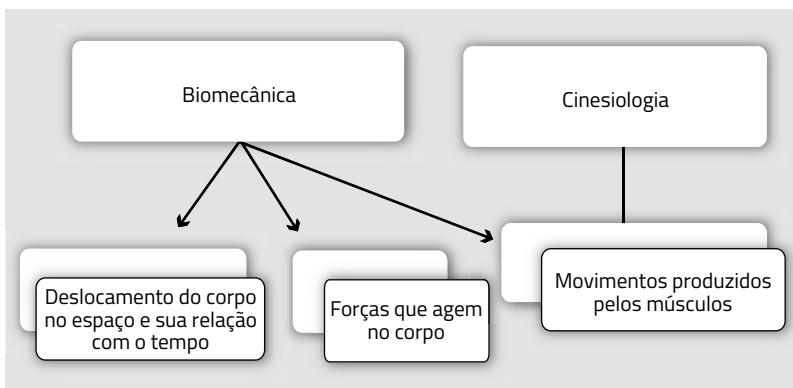


Figura 1 – Tipos de análise do movimento.
Fonte: Elaborado pela autora.

OBJETIVOS DA BIOMECÂNICA

Avaliação diagnóstica do movimento

Para estudar o padrão de movimento, o professor/técnico deve inicialmente fazer uma avaliação para poder então sugerir qualquer

modificação. Essa avaliação é muito importante para definir o foco principal de onde foi gerado o erro. Às vezes, o profissional iniciante vê o efeito, mas não percebe a causa. Um exemplo interessante vem da natação. Um erro comum é o nadador iniciante apresentar um nado em que oscila muito o quadril, o chamado nado “rebolado”. Uma das primeiras correções sugeridas, e focada no membro inferior, é aumentar a frequência de pernada, o que ajuda, mas não resolve, pois o erro não está nos membros inferiores. O erro pode ser ocasionado por dois parâmetros no membro superior: cruzar o braço além da linha média do tronco ou virar a cabeça demais para o lado que o nadador não respira. Trata-se de um exemplo simples de erro cometido em um diagnóstico falho do movimento.

Um erro comum de avaliação é enfatizar o resultado negativo apresentado pelo executante sem dar uma dica específica de onde está o problema. Com relação ao exemplo mencionado, seria profissional dizer que o aprendiz está “rebolando”, mas não indicar o que este deve alterar. Como o aprendiz vai alterar o movimento?

Em uma avaliação diagnóstica de um movimento qualquer, o profissional deve ser capaz de descrever o movimento correto (CARR, 1998). É importante que isso seja feito por escrito, pois muitas vezes achamos que sabemos o movimento, mas, na realidade, só temos claro algumas fases dele. Essa descrição deve ser feita por fases e com os elementos mais importantes da ação (elementos-chave) sublinhados, como o exemplo do saque por baixo descrito por Crisóstomo (2005, p. 92, grifo nosso).

a) Fase preparatória: Em pé, de frente para a quadra adversária, o atleta deverá se posicionar com o tronco ligeiramente inclinado à frente, com as pernas em afastamento antero-posterior a perna contrária ao lado do braço, que irá sacar, deverá estar à frente, num distanciamento lateral mais ou menos igual à largura dos ombros. O peso do corpo estará recaindo

mais sobre a perna de trás. A bola deverá ser segura com a mão que não irá sacar, de modo que esteja quase que totalmente estendido. O braço que golpeará a bola estará estendido para trás.

b) Fase de execução: A bola será lançada para cima, à frente do corpo, a uma altura de, no máximo, 30 cm, e será golpeada com o braço contrário daquele que a lançou, que realizará todo o movimento em direção à bola estando estendido. O peso do corpo é transferido todo para a perna da frente. A mão, ao golpear a bola, tomará um posicionamento arredondado, com os dedos unidos e quase estendidos. A contração da musculatura da mão tornará a área de impacto mais sólida para facilitar o envio da bola a distâncias maiores.

c) Término do movimento: Com o golpe na bola e a transferência do peso do corpo para a perna da frente, há uma tendência natural da perna de trás ser lançada para a frente, que deve ser aproveitada para o passo que introduzirá o sacador na quadra de jogo.

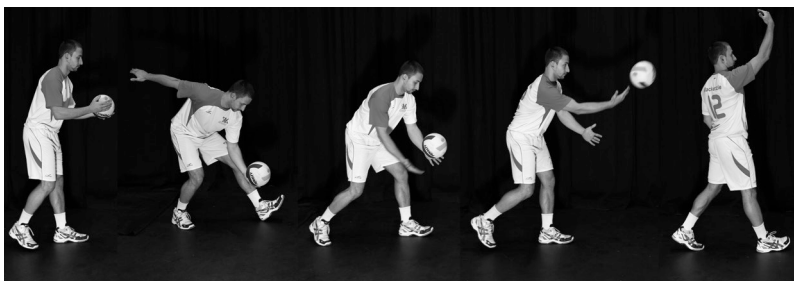


Figura 2 – Sequência da execução do saque por baixo¹.

A proposta de dividir o movimento em fases é importante para que o profissional possa se fixar em pontos específicos do que pretende

¹ Crédito das fotos constantes no livro: Igor Aparecido de Andrade.

analisar, de modo a organizar mentalmente a sequência correta e localizar o erro mais facilmente.

No caso do saque por baixo, suponhamos que o aluno não consiga passar a bola para o outro lado da quadra. Na tentativa de corrigir um movimento, o técnico faz geralmente as seguintes recomendações: “Aplique mais força na bola” ou “Rode o braço com mais velocidade”. Essas dicas provavelmente não levarão à correção do movimento. Quais são então as causas do erro? Esse deve ser o nosso objetivo na avaliação das fases.

O erro pode estar na fase de preparação com o não afastamento anteroposterior da perna. Esse erro impossibilita o uso completo da velocidade das articulações do ombro e do quadril, e, com isso, ocorre uma diminuição da velocidade da mão que toca na bola e consequentemente da velocidade de saída da bola propriamente dita. Já na fase de execução, tanto a extensão do joelho de trás como o balanço do membro superior à frente interferem diretamente na velocidade obtida, assim como o início do passo para dentro da quadra, que fica caracterizado na fase de término. A função diagnóstica do profissional é identificar em que fase o indivíduo se afastou do padrão eficiente de movimento, mas, mais do que isso, é importante saber por que essas ações interferem diretamente na *performance* final. A ferramenta que possibilita esse conhecimento aplicado ao movimento é a biomecânica.

Hay (1981) e Hay e Reid (1985) propuseram um sistema de análise qualitativa do movimento baseado na análise biomecânica que se divide em quatro passos básicos: 1. o desenvolvimento de um modelo de blocos que mostre a relação entre os fatores que produzem o resultado, 2. a observação da *performance* e identificação dos erros, 3. a avaliação da importância relativa desses erros e 4. o *feedback* para o executante.

Um exemplo prático apresentado por esses autores é a análise do salto em altura. A partir do resultado esperado – a altura alcan-

çada no salto em altura –, foi feito um diagrama de blocos, com a altura a ser alcançada pelo atleta dividida em três fases: a altura na impulsão; a altura que se eleva a partir da impulsão até o pico do salto (fase de voo); e a diferença entre a altura máxima alcançada pelo atleta e a altura do sarrafo. Para cada fase, determinaram os parâmetros mecânicos que interferiam na altura alcançada. Por exemplo, na fase de voo os parâmetros foram velocidade vertical na impulsão e resistência do ar. Com base nisso, decompueram a velocidade vertical nos parâmetros que interferiam nela, até chegarem às várias velocidades articulares que geram a velocidade do indivíduo. Na Figura 3, pode-se observar um diagrama de blocos para a análise do rodante em ginástica artística, como proposto por Simões (2006).

A avaliação diagnóstica não é fundamental apenas no ambiente escolar/clube, mas também para o profissional que trabalha em academias, para aquele que lida com ginástica laboral e para o *personal trainer*. É difícil um indivíduo ser um excelente professor de todos os movimentos que podem ser englobados pela educação física, mas, por meio de um bom livro de descrição dos movimentos e com o conhecimento básico dos conceitos da mecânica, o profissional poderá corrigir movimentos de forma consciente mesmo não sendo um *expert*.

Estudo da sobrecarga

A sobrecarga é fundamental para o desenvolvimento do indivíduo. Se uma pessoa ficar muito tempo doente em uma cama, isto é, não se expuser à sobrecarga natural gerada pelo andar, ela terá dificuldades na locomoção e certamente precisará de ajuda de um profissional da saúde. Às vezes, as pessoas não têm consciência do valor da sobrecarga gerada por movimentos normais do nosso dia a dia. Por exemplo: uma pessoa parada cuja massa é de 70 kg estará exposta à aceleração da gravidade (g em torno de 10 m/s^2) e, portanto, terá um peso de 700 N ($P = m \cdot g$). Se estiver apoiada igualmente

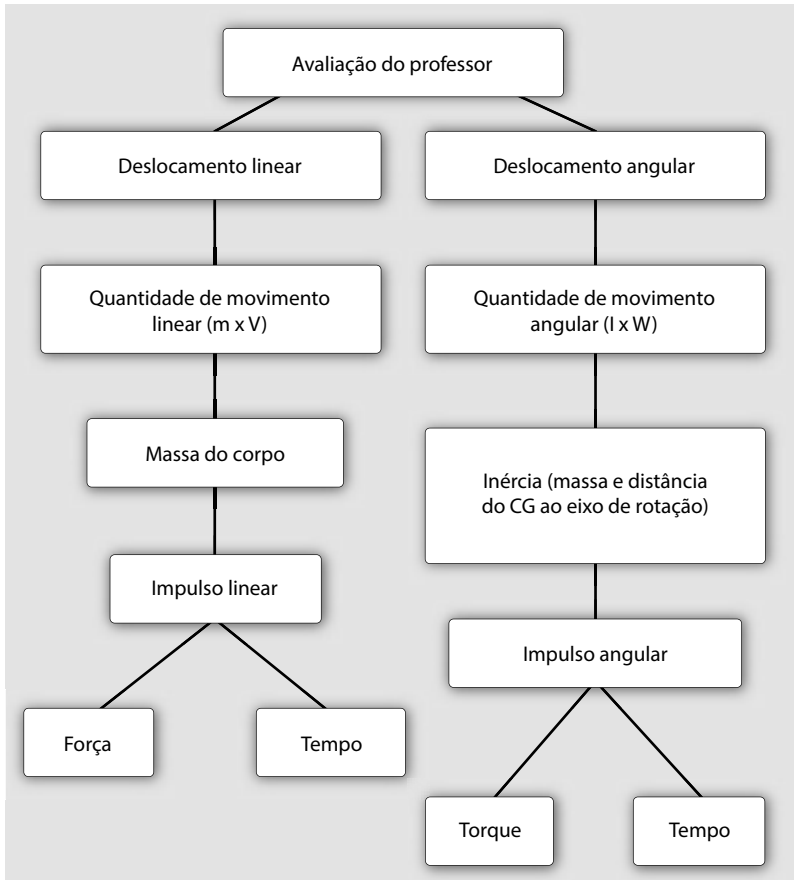


Figura 3 – Estrutura em blocos do rodante.

Fonte: Simões (2006).

em ambas as pernas, exercerá uma força de 350 N em cada contato com o solo e naturalmente sofrerá a ação de uma força igual e contrária no mesmo ponto. No entanto, a partir do momento em que essa pessoa se desloca, isto é, anda, a força de reação do solo não depende mais somente da aceleração da gravidade, mas passa a sofrer também a influência da aceleração dos segmentos. Quanto mais veloz for o movimento, maior será a ação sofrida pelo indivíduo. Numa

simples caminhada diária, esses valores representam em torno de 1,2 a 1,5 vez o peso corporal. Nos saltos, chegam a dez vezes, e, no salto triplo, na segunda batida do pé no solo, alcançam 18 vezes.

Portanto, um indivíduo de 70 kg de massa, ao andar em velocidade confortável, estará recebendo, no mínimo, um impacto em torno de 840 N (1,2 vez o peso corporal) em cada batida de pé no solo.

Esse é um conhecimento fundamental para qualquer profissional do movimento, pois, se a sobrecarga for maior do que o suportável pela estrutura musculoesquelética do indivíduo, ocorrerá a fratura. Essa é também uma das razões por que se fala que o atleta de esporte de alto nível não é um ser saudável. Como ele lida com altos impactos de forma sistemática, em alguma hora acontecerá a lesão. É só uma questão de retardar o seu aparecimento. Como fazer isso?

Primeiro podemos pensar no atleta quando criança ainda na escola. Deve existir uma preocupação do professor em alertar esse atleta em potencial sobre a importância do fortalecimento muscular. Quanto mais rápido for o indivíduo, tanto de membros superiores como de inferiores, mais deverá ser cobrado dele em termos de execução de exercícios de fortalecimento, pois a musculatura deverá ser capaz de suportar cargas muito grandes no choque com qualquer objeto, independentemente de ser uma bola, o chão ou o corpo do adversário.

Para muitos, o choque da mão ou do pé com a bola não é tão preocupante quanto a queda no solo. Mas, se pensarmos que a bola pode sair com uma velocidade de até 200 km/h em um saque de tênis e que a força exercida sobre a bola, pela lei da ação e reação, retorna para o indivíduo, especificamente para o membro superior, se a pessoa que faz esses movimentos não estiver com um bom padrão de alinhamento do corpo, poderá sofrer lesões de punho, cotovelo ou ombro.

Para as crianças em geral, quando se exige a execução de movimentos muito velozes que levem a quedas, deve haver uma preocupação em colocar colchões que amortecem a queda. Por exemplo:

quando se cobra a execução de um salto em distância, dentro de uma quadra, se houver um estímulo à competição, o uso de colchões será primordial. Além disso, devem-se ensinar, desde a tenra idade, exercícios de amortecimento, como flexionar os joelhos na queda, rolar quando cair e, ao receber uma bola, deixar o segmento acompanhar a tendência do movimento sem freadas bruscas.

Quanto aos adultos, deve existir uma ênfase no trabalho de musculação, tanto para os atletas quanto para os sedentários que desejam executar uma atividade explosiva. Muitas pessoas não gostam do trabalho de musculação, e os atletas em especial relutam muito em realizá-lo. Portanto, é função do profissional de educação física alertá-los sobre o valor da sobrecarga nas articulações, oferecer dados da literatura e apresentar exemplos sobre a vida curta de determinados atletas extremamente velozes que não se preocuparam com isso. No caso de sedentários que resolvem correr ou praticar exercícios velozes, sem preparo anterior adequado, é fundamental orientá-los sobre o aparecimento de microlesões musculoesqueléticas que poderão provocar, caso pisem em um pequeno buraco, o rompimento de vários ligamentos ou músculos.

Recomendação para melhoria do movimento

Após uma avaliação diagnóstica bem-feita e um estudo da sobrecarga a que o corpo em movimento está exposto, passa-se à fase de recomendação para a melhoria do movimento. Nessa fase, existe uma ligação clara entre a biomecânica, os conceitos da aprendizagem motora e de desenvolvimento motor, a pedagogia e a psicologia. Essa integração é muito bem descrita por Knudson e Morrison (2001), que apresentam vários exemplos práticos de correções baseadas numa avaliação biomecânica, que levam em conta o estágio típico de desenvolvimento em que o indivíduo está, utilizam um plano de ensino apoiado no fornecimento adequado de correções e procuram entender a motivação do indivíduo para a execução do movimento.

Desenvolvimento de métodos

A partir da compreensão do movimento, é possível propor alterações tanto na mecânica do movimento quanto nos equipamentos envolvidos em sua execução. Por exemplo: é o biomecânico que está envolvido nas alterações propostas nos blocos de saída de natação e atletismo, assim como na determinação de novos tênis específicos que auxiliam na *performance*, novos barcos a remo que deslizam melhor, novas varas para salto com vara que são mais leves e com maior elasticidade, e assim por diante.

Há ainda o desenvolvimento de novos equipamentos e de novas sequências pedagógicas, as quais são baseadas não apenas no conceito do movimento mais fácil para o mais complexo, mas também na aplicação dos conceitos mecânicos envolvidos na sua execução.

FORMAS DE ANÁLISE EM BIOMECÂNICA

De acordo com Amadio (2000), os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia.

Cinemetria

A forma mais básica de análise de movimento é a cinemetria ou o uso da filmagem. Atualmente, o acesso a uma câmera de filmagem é muito fácil, e o valor desse aparelho como *feedback* para os alunos ou atletas é indiscutível. Em Knudson e Morrison (2001), há um capítulo dedicado à utilização do videoteipe na análise qualitativa. Para isso, pode-se utilizar desde a câmera de um celular até diversas câmeras posicionadas de modo a permitir observar todos os ângulos do movimento. Em geral, para uma análise dos segmentos e articulações, fazem-se algumas marcações em pontos anatômicos específicos do indivíduo (Figura 4a).

Após a digitalização das coordenadas dos pontos de cada imagem do movimento, os dados são armazenados. Nesse momento da análise, o indivíduo passa a ser considerado “um boneco de linhas” (Figura 4b), e são feitos cálculos de ângulos articulares, deslocamentos das marcas, velocidades lineares e angulares, isto é, de qualquer variável cinemática.

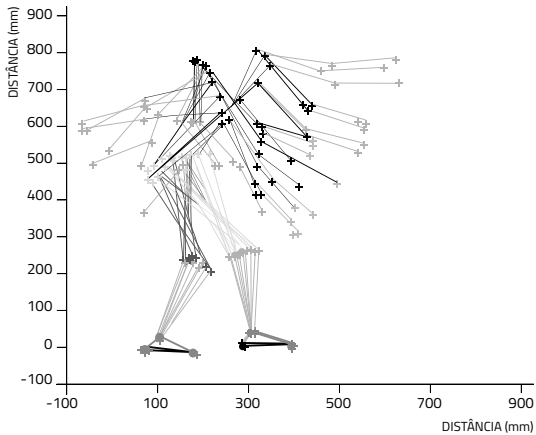
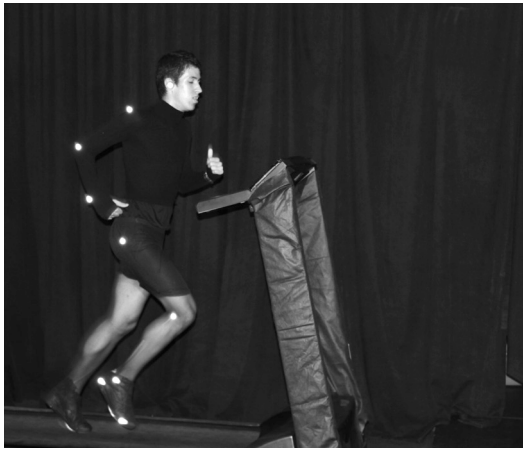


Figura 4 – (a) Corredor com marcações em pontos anatômicos específicos.
 (b) Boneco de linhas representando o saque por baixo no voleibol.

Fonte: Elaborado pela autora.

Devido à complexidade no manuseio, os outros métodos não são muito utilizados no cotidiano dos profissionais de educação física, mas cabe aqui uma breve descrição de cada método.

Dinamometria

Pela dinamometria, pode-se obter o valor da força externa no contato. A forma mais comum de equipamento para medir esse tipo de força é a plataforma de força, a qual fornece um sinal elétrico proporcional à força aplicada. Uma das mais comuns é a plataforma de força AMTI, capaz de medir as forças, os momentos e o deslocamento do centro de pressão em torno dos eixos x, y e z (Figura 5).

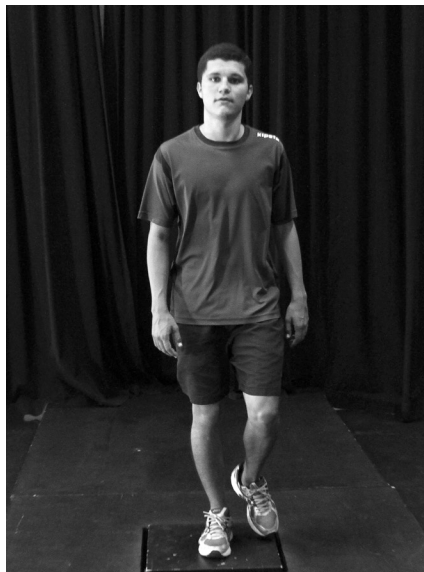


Figura 5 – Apoio simples no andar sobre uma típica plataforma de força.

Trata-se de um método muito importante na avaliação da sobrecarga nas articulações e na medida das forças necessárias para a produção dos movimentos. A Figura 6 mostra um exemplo da variação das forças vertical e horizontal na corrida de velocidade.

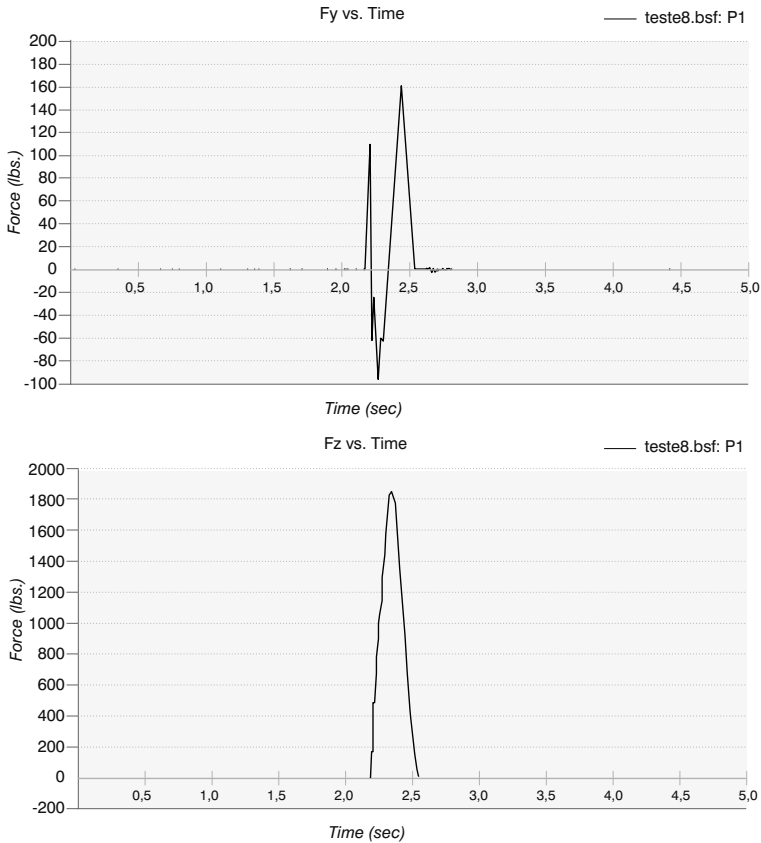


Figura 6 – Componentes da força de reação do solo (a) horizontal e (b) vertical na corrida de velocidade.

Fonte: Elaborado pela autora.

Antropometria

Por meio de modelos antropométricos, é possível, com base no peso e na altura do indivíduo, calcular comprimento, massa, centro de gravidade dos segmentos e centro de gravidade do corpo como um todo. O centro de gravidade (CG) é definido como o ponto em que se concentra o efeito da gravidade sobre a massa do segmento ou, quando especificado, sobre a massa total do indivíduo.

Existem diversos modelos teóricos, mas, na Figura 7, podemos observar dois modelos diferentes: métodos de Dempster (WINTER, 1987) e de radioisótopos (ZATSIORSKY, 1983).

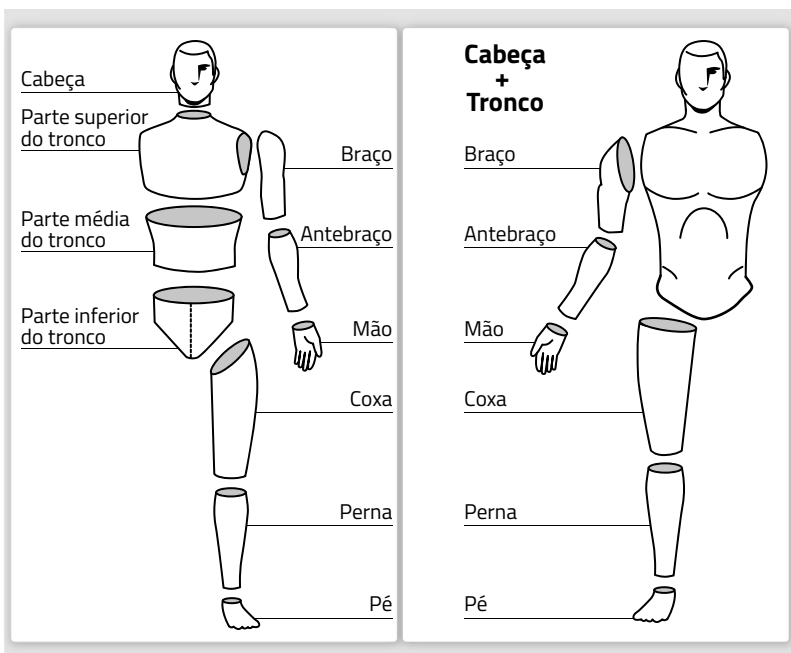


Figura 7 – Modelos antropométricos: (a) método de radioisótopos e (b) método de Dempster.

Fontes: Redesenhado a partir de Corrêa (1996).*

Os dados percentuais para a massa (%*m*) e o raio do centro de gravidade (%*l*) do segmento, segundo Zatsiorsky (1983), são apresentados a seguir para o segmento cabeça.

%*l* %*m*

{ 49,98; 6,94;} /* SEG_CABEÇA */

* As ilustrações e redesenhos constantes no livro são de Alex Silva.

Isso quer dizer que o centro de gravidade da cabeça está situado praticamente no centro da cabeça (a 49,98% do vértice) e a massa é de quase 7% da massa corporal total.

Como os percentuais variam de acordo com o modelo utilizado, a escolha do modelo é fundamental quando se realiza uma análise biomecânica mais complexa. Além disso, existem modelos antropométricos para populações específicas, como crianças e idosos.

Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é o estudo da função muscular por meio do registro do sinal elétrico do músculo. O registro é obtido pelo uso de eletrodos de superfície ou de agulha, conforme a necessidade. Para movimentos do esporte em geral, a EMG de superfície permite que o indivíduo seja avaliado de forma indolor e não invasiva, e, por isso, é o método mais utilizado. A Figura 8 apresenta um eletromiógrafo acoplado a um computador.



Figura 8 – Uso de um eletromiógrafo típico para coleta de dados na execução de uma manchete.

O sinal de EMG é baseado nos potenciais de ação resultantes da despolarização e repolarização que ocorrem nas membranas das fibras musculares. Pode-se dizer que o sinal de EMG reflete diretamente as características de recrutamento e disparo das unidades motoras dentro do músculo analisado (KONRAD, 2005). Um sinal bruto de EMG seguido de um processamento adicional, como sugerido por Marchetti e Duarte (2006), pode ser visto na Figura 9.

Como no caso da antropometria, deve-se utilizar o processamento sugerido pelos autores que trabalham na mesma área, pois, do contrário, não é possível comparar os resultados obtidos.

TERMINOLOGIA BÁSICA

Movimentos linear e angular

Quando se analisa o movimento do corpo humano ou de um implemento (bola, por exemplo), pode-se estudar o movimento linear (de translação) ou angular (rotação) desse corpo. O movimento linear refere-se ao deslocamento de um ponto no espaço, ao longo de uma trajetória reta ou curva. Em vários movimentos de saltos e quedas, o foco de análise pode ser somente o movimento linear, em que primordialmente, em biomecânica, se estuda o deslocamento e velocidade do CG do indivíduo (Figura 10).

O movimento angular supõe sempre a existência de um eixo em torno do qual ocorre o movimento de rotação. O giro gigante na barra é um exemplo de movimento angular, em que o corpo todo gira em torno do apoio na barra (Figura 11b), sendo este um eixo externo. Quando se pensa nas articulações ou no CG como eixos de movimento, estes são internos (Figura 11a).

Como referência de análise de movimento articular ou do corpo como um todo, divide-se o deslocamento em três planos (Figura 12). O plano sagital divide o corpo na metade direita-esquerda, e os movimentos primários que acontecem nele são a flexão e a extensão. O

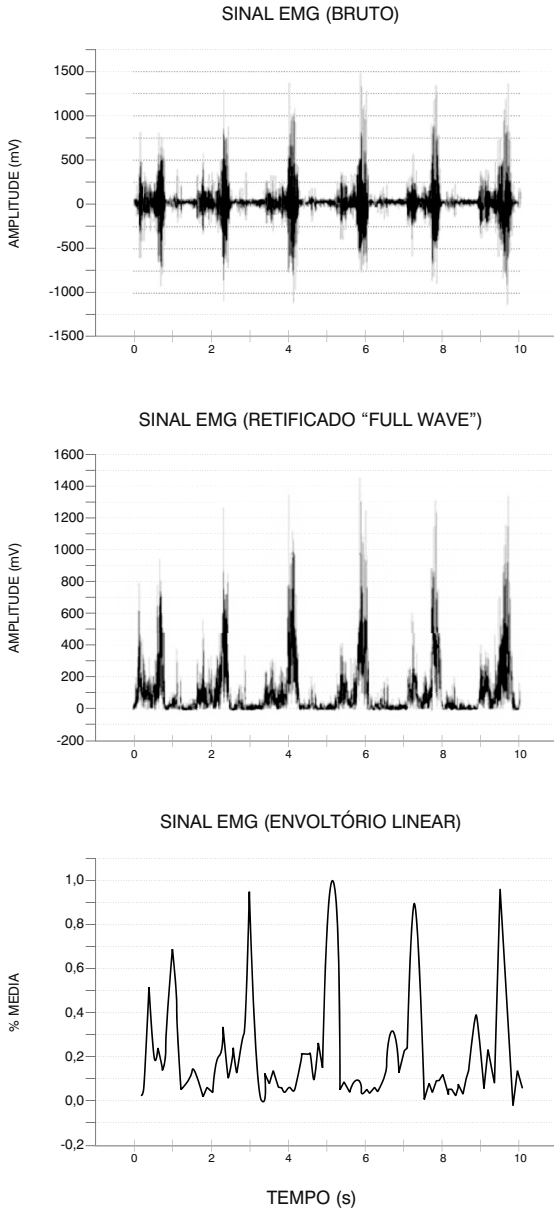


Figura 9 – Exemplos das fases do processamento do sinal eletromiográfico.

Fonte: Elaborado pela autora.

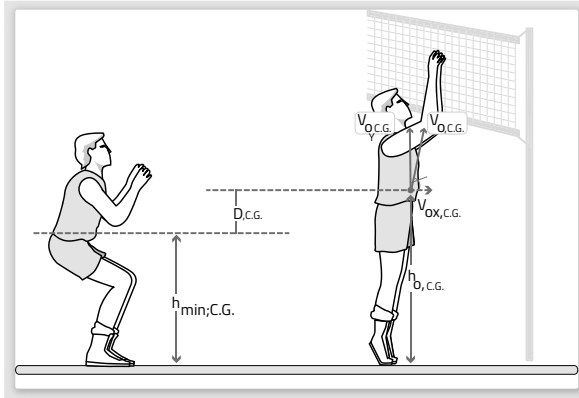


Figura 10 – Deslocamento e velocidade do centro de gravidade na saída para o bloqueio do voleibol: $h_{\text{min,CG}}$ (altura mínima do centro de gravidade); D_{CG} (deslocamento do CG); $h_{0,CG}$ (altura de saída do CG para o bloqueio); $V_{0,CG}$ (velocidade total do CG); $V_{0x,CG}$ (componente da velocidade no eixo x do CG); $V_{0y,CG}$ (componente da velocidade no eixo y do CG).

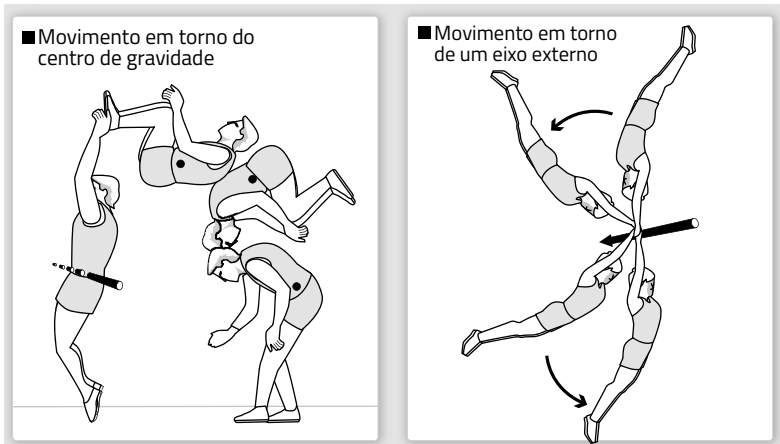


Figura 11 – Movimento angular em torno de um eixo interno — CG (a) e em torno de um eixo externo (b)

plano frontal divide o corpo verticalmente em metades anterior e posterior, e os movimentos primários são de adução e abdução. O plano

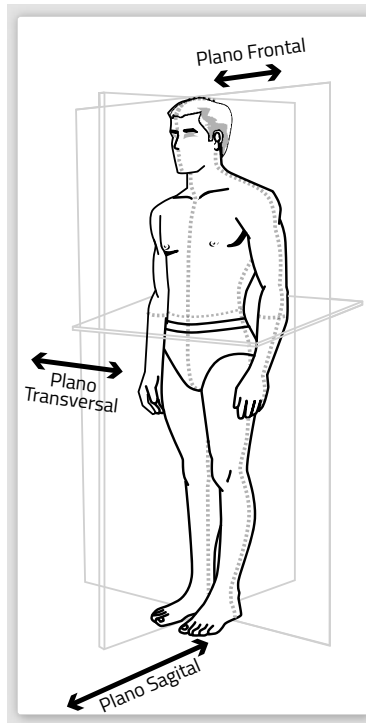


Figura 12 – Os três planos do corpo humano.

transversal ou horizontal divide o corpo em metades superior e inferior, e os movimentos associados são os de rotação em torno do eixo longitudinal, como supinação e pronação do antebraço.

O movimento linear é medido em centímetros ou metros (e), e o movimento angular nas articulações, em graus (θ). Para analisá-lo, é necessário, inicialmente, determinar um sistema de referência espacial. Existem três eixos de referência, e cada um está sempre associado ao mesmo e único plano – ao qual o eixo é perpendicular (HALL, 2005).

Esse sistema pode ser bidimensional ou tridimensional. Um sistema de referência bidimensional possui dois eixos imaginários arranjados perpendicularmente um ao outro (Figura 13). Os dois eixos (x,y) são geralmente posicionados de modo que um fique longitudinal ou

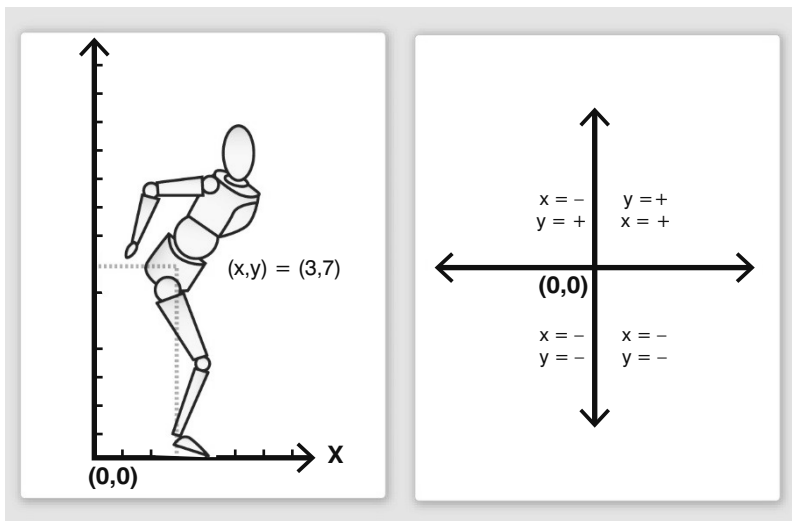


Figura 13 – Sistema de coordenadas cartesianas.

Fonte: Elaborado pela autora.

vertical (y) e outro anteroposterior (x). Usa-se esse tipo de sistema quando o movimento como um todo ocorre em um único plano. Acrescenta-se o eixo z à análise quando a noção de profundidade (mediolateral) precisa ser adicionada às componentes vertical (para cima e para baixo) e horizontal (para a frente e para trás).

Um movimento básico em que se podem observar claramente os dois movimentos – linear e angular – é o andar. Se observarmos uma marca em qualquer parte do corpo do indivíduo, como no centro de gravidade, constatamos que, quando o indivíduo se desloca, a marca se desloca tanto para a frente (eixo x) como para cima e para baixo (eixo y), e também para a lateral (eixo z), dada a oscilação natural do andar. Ao mesmo tempo, ocorre uma rotação dos segmentos em torno das articulações do tornozelo, joelho, quadril e ombro. Esses movimentos acontecem prioritariamente no plano sagital, com alguns movimentos de afastamento da linha média do corpo (plano frontal) e com possível rotação medial da perna (plano transversal)

Em outro movimento mais complexo, como a estrela na ginástica artística, no momento do apoio da mão no chão, pode-se observar uma rotação do corpo como um todo em torno do eixo punho e, ao mesmo tempo, analisar um deslocamento de qualquer ponto do corpo, como uma marca colocada no calcanhar.

Todavia, mais importante do que identificar os movimentos lineares e angulares em um movimento, é perceber que em geral, no movimento humano, os movimentos angulares determinam o que acontece com os lineares. No exemplo do andar, só conseguimos deslocar o nosso CG, isto é, fazer o movimento linear, devido às rotações ocorridas nas articulações.

Essa é a grande diferença dos conceitos da mecânica vistos no ensino médio e os desenvolvidos pelos biomecânicos na graduação. No ensino médio, estudam-se os conceitos lineares e angulares de uma forma bem separada: para o linear, estudam-se a trajetória e a velocidade de um trem ou de uma bala de canhão; para o angular, pensa-se no arremesso de martelo, mas apenas no que acontece com o objeto. Não existe a preocupação em estabelecer uma relação de causa e efeito, aspecto primordial na análise biomecânica do esporte.

Vejamos como ocorre essa relação de causa e efeito em um saque por baixo, já descrito em suas fases no item “Avaliação diagnóstica do movimento”. O objetivo é gerar o movimento linear da bola por meio da transferência de movimento da mão para ela, o que em geral é transmitido ao aluno como “aplicar força na bola”. Mas é claro que isso não depende somente do que é feito pela mão, pois, se assim fosse, não seriam descritas as posições dos membros inferiores, do tronco e dos membros superiores como um todo. O movimento de rotação em torno das articulações determina em parte o movimento linear da mão, a menos que, em alguma fase do movimento, haja uma frenagem completa do movimento ou um erro de sincronização do movimento. Por exemplo, em um erro comum cometido por iniciantes, o indivíduo realiza todo o movimento correto com o mem-

bro superior que golpeará a bola até a fase de tocar nela e, nesse instante, freia esperando pelo arremesso da bola pela mão contrária. Tudo que foi gerado pelos movimentos angulares nas outras articulações é perdido e só será utilizado o gerado pela articulação do ombro. Nesse caso, a bola não apresentará certamente grande movimento linear e terá dificuldade em passar da rede.

Portanto, é importante identificar os movimentos angulares e a sequência a ser realizada em cada movimento, verificando a correta transferência entre as articulações, pois isso determinará o sucesso ou fracasso do movimento linear a ser obtido.

Velocidades linear e angular

Quando os conceitos de movimento e tempo são combinados, chega-se à velocidade.

Pode-se definir velocidade linear (v) como o espaço percorrido pelo tempo gasto para percorrê-lo (e/t) e velocidade angular (ω) como o ângulo percorrido pelo tempo gasto para percorrê-lo (θ/t).

No dia a dia, os profissionais de educação física, ao analisarem um movimento, não irão calcular numericamente o valor da velocidade. Até podem calcular a velocidade média desenvolvida, por exemplo, nos 100 metros, quando corridos em 10 segundos, como uma forma rápida de comparar resultados. Os profissionais podem usar isso como uma forma de integração com a física e a matemática, mostrando o que significa na realidade os 10 m/s calculados. No entanto, o conceito de pedir ao aluno que aumente a velocidade linear ou a angular no movimento é bem mais comum, assim como utilizar a relação entre elas. Quando se pede ao aluno que se desloque mais rápido até determinado ponto, a intenção é que ele diminua o tempo de execução e, com isso, aumente a velocidade linear de seu CG. Quando se pede que o indivíduo faça uma “extensão de quadril vigorosa”, isso significa que o quadril deve percorrer o mesmo ângulo em menor tempo, isto é, com maior velocidade angular.

Um exemplo em que podemos observar os dois parâmetros é a análise da abdução em torno da articulação do ombro com a extensão completa do cotovelo a partir da posição neutra, em que um ponto é marcado no punho e outro no cotovelo (Figura 14). Parte-se da posição estendida ao longo do corpo e termina-se o movimento com um ângulo de 90° de abdução.

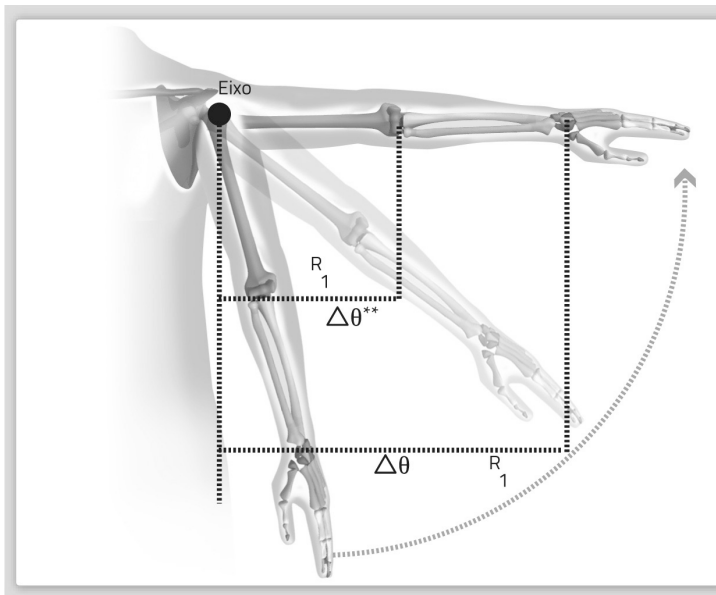


Figura 14 – Abdução em torno da articulação do ombro com a extensão completa do cotovelo: (a) posição inicial e (b) posição final, sendo R a distância de uma marca até o eixo ombro e o ângulo percorrido.

Suponha que o tempo necessário para o deslocamento de 90° seja de 2 s, a marca do punho tenha percorrido 0,6 m para cima (no eixo y) e a marca do cotovelo tenha percorrido 0,4 m no mesmo eixo y. A velocidade angular de ambas as marcas é de $90^\circ/2$ ($\omega = \theta/t$), isto é, 45° por segundo, e a velocidade linear ($v = e/t$) da marca do punho no eixo y é de 0,3 m/s, enquanto a do cotovelo é de 0,2 m/s.

Ambas as marcas percorreram 90° no mesmo tempo, portanto têm a mesma velocidade angular (ω), mas a marca do punho percorreu maior distância linear no mesmo tempo da marca do cotovelo e, portanto, tem uma velocidade linear maior (v). O que determina essa velocidade linear maior é a distância da marca até o eixo de rotação (r), que, no caso, é o ombro. Se comparássemos a marca do cotovelo com uma terceira marca no ombro, a marca do cotovelo teria uma velocidade linear maior do que a do ombro e assim por diante. Em resumo, quanto maior a distância do ponto até o eixo de rotação, maior a velocidade linear desse ponto.

Em termos de fórmula, podemos dizer que a velocidade linear de um ponto sobre um corpo em rotação é o produto da distância daquele ponto até o eixo de rotação pela velocidade angular do corpo em torno do eixo ($V = \omega r$).

Voltando ao exemplo do saque por baixo, em que já tínhamos estabelecido a importância do número de articulações envolvidas, a sequência a ser adotada e a transferência entre as articulações, podemos incorporar agora as velocidades angulares e finalmente a maior distância do ponto de contato até o eixo, que é a extensão máxima da articulação do cotovelo. Portanto, deve-se pedir ao aluno que realize todo o movimento em direção à bola com o cotovelo estendido, porque, com isso, há um aumento da distância do ponto de contato com a bola até o eixo (r) e, por consequência, da velocidade linear da mão. A importância de aumentar essa velocidade é que esta será primordialmente transferida para a bola, somada, é claro, como já comentado, às velocidades angulares das outras partes do corpo, que deverão ser transferidas para a mão no momento final do contato.

A outra variável possível de ser alterada é a velocidade angular. Suponhamos que dois jogadores de voleibol executem uma cortada e um deles tenha maior envergadura. Consideremos apenas a variável raio (a distância do ponto de contato até o eixo, no caso ombro): na execução da cortada, o jogador de maior envergadura deve obter uma saída mais veloz de bola após o contato, mas, se o outro, cuja

envergadura é menor, tiver maior velocidade de rotação do braço em torno do eixo ombro (maior velocidade angular), poderá, ao final do contato, até obter maior velocidade linear (v) de saída de bola.

Esse mesmo conceito pode ser aplicado no arremesso de dardo, no chute do futebol, no arremesso de handebol, no saque do tênis etc. Em todos os casos, o profissional deve pedir ao executante que, ao final, estenda as articulações do segmento que faz o contato com o implemento, para que este ganhe a maior velocidade possível na saída (Figura 15).

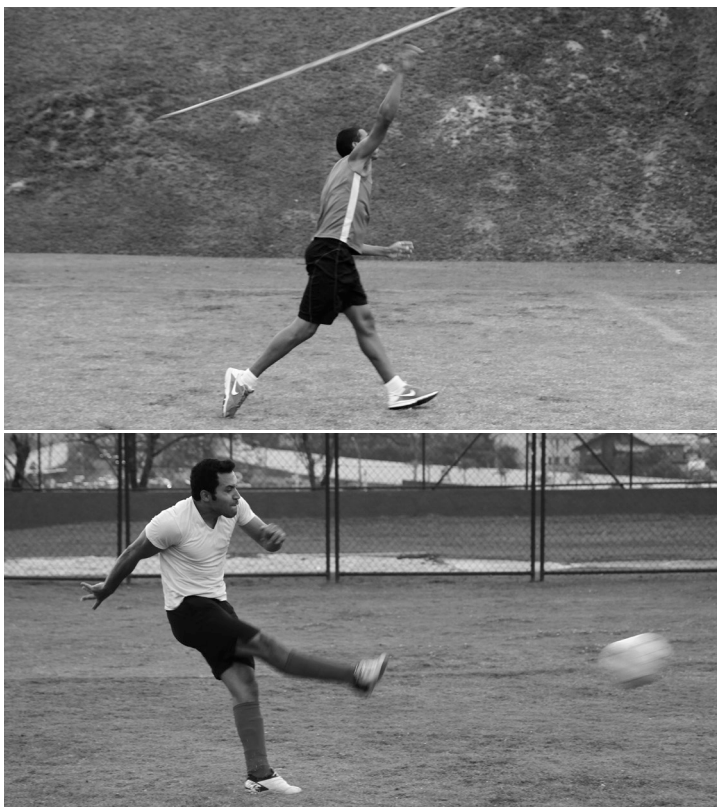


Figura 15 – Exemplos de movimentos em que se procura aumentar a distância até o eixo, estendendo todas as articulações envolvidas no movimento desejado.

Um último parâmetro a ser incorporado para o aumento da velocidade linear de um implemento é a velocidade linear do CG. Se o CG do indivíduo tem uma velocidade na mesma direção e sentido que se deseja dar ao implemento, essa velocidade é acrescida à velocidade do segmento que está realizando o movimento. Isso se observa no saque por baixo quando se pede para o indivíduo transferir o peso do corpo todo para a perna da frente e dar o passo que o introduzirá na quadra de jogo.

Esse mesmo conceito serve quando se fala para soltar a bola de basquete na fase ascendente do arremesso, colocar o pé de apoio do lado da bola de futebol etc.

Quando se considera o indivíduo como o objeto a ganhar velocidade linear, deve-se levar em conta a maior extensão possível do joelho e quadril no caso de um salto ou, até mesmo, da impulsão final da corrida. Os objetivos desse procedimento são: aumento do raio – a distância do contato no solo até o eixo quadril –, obtenção de maior velocidade linear do CG e aproveitamento das velocidades angulares geradas e transferidas em todo o corpo.

Resumo do capítulo

A biomecânica como uma ferramenta da análise de movimento estuda o movimento e as forças que o geram, com o objetivo de estabelecer uma avaliação diagnóstica do movimento, analisar a sobrecarga, propor melhoria do movimento e desenvolver métodos. Os principais métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia. Quando se analisa o movimento do corpo humano ou de um suplemento (bola, por exemplo), pode-se estudar o movimento linear (de translação) ou angular (rotação) desse corpo. Entretanto, mais importante do que identificar os movimentos lineares e angulares em um movimento, é perceber que, em geral, no movimento humano, os movimentos angulares determinam o que

acontece com os movimentos lineares. Além disso, quando os conceitos de movimento e tempo são combinados, chega-se à velocidade, sendo que aqueles podem ser aplicados ao corpo do indivíduo (CG), que ganha velocidade linear pela transferência de velocidades angulares das articulações, como um implemento – bola – que ganha velocidade linear pela transferência de velocidade linear de um segmento – mão ou pé –, que a obteve por meio da transferência de velocidade angular entre todas as articulações do corpo envolvidas no movimento.

Atividades propostas

1. Escolha um movimento qualquer e, após determinar o objetivo da habilidade, descreva o movimento em fases com os elementos-chave sublinhados.
2. Filme o movimento proposto com uma única câmera. Importante: antes de iniciar essa atividade, determine o plano da filmagem, os pontos de colocação de marcas e três possíveis erros do movimento a serem filmados.
3. Avalie visualmente o movimento correto e os erros, e proponha um modelo simples inicial (em blocos) de análise biomecânica do movimento. Esse modelo deverá ser refeito ao final da leitura do livro.
4. Verifique no movimento escolhido:
 - a) Em que fases os deslocamentos linear e angular são mais importantes.
 - b) No caso do deslocamento linear, em que fase a velocidade linear é fundamental.
 - c) No caso do deslocamento angular, em torno de que articulações ocorre esse deslocamento e qual é a sequência de transferência de velocidade angular entre elas.
 - d) Em que fase é fundamental a transferência de velocidade angular em linear e que parâmetros interferem na geração de uma maior velocidade linear final.

- e) Se algum dos erros propostos está vinculado ao conceito de transferência de velocidade.
5. Utilize a eletromiografia ou a plataforma de força para comparar o movimento correto com pelo menos um dos erros sugeridos.

Princípios básicos do movimento

Knudson (2007) apresenta uma descrição, segundo três autores, dos princípios gerais da biomecânica que podem ser usados como estrutura teórica e ajudar professores e técnicos a concentrar-se nas causas dos erros, na dinâmica do movimento humano. Os princípios gerais são:

- Segundo Norman (1975 apud KNUDSON, 2007), os estudantes devem se concentrar na compreensão de dez princípios gerais da biomecânica: estabilidade, continuidade da força, influência combinada da força e seu tempo de aplicação, direção da força aplicada, soma das forças articulares, soma das velocidades dos segmentos corporais, produção do *momentum* angular, conservação do *momentum* (linear e angular), manipulação da distribuição do peso e manipulação do *momentum* angular do segmento.
- De acordo com Hudson (1995 apud KNUDSON, 2007), para que esses princípios possam ser utilizados na prática, devem ser visualmente observáveis. Com base nisso, o pesquisador optou por uma terminologia menos técnica e dividiu os princípios em: equilíbrio, coordenação, corpo compacto, amplitude de movimento, natureza dos segmentos, número dos segmentos, trajetória da projeção, giro, velocidade do movimento e extensão na soltura.

- Knudson (apud KNUDSON, 2003) organizou esses princípios de acordo com aqueles do movimento (relacionando-os às três leis de Newton) e com o resultado final da saída do projétil. Com base nisso, sugeriu os seguintes tópicos: equilíbrio, coordenação – *continuum*, força – movimento, força – tempo, inércia, amplitude de movimento, interação entre segmentos e no conceito de projétil, projeção ótima e giro.

Como vimos, não existe, na literatura, um consenso sobre os princípios mínimos a serem abordados na graduação. Após analisarmos as propostas feitas por esses autores, consideramos para este livro os seguintes princípios mínimos: as três leis de Newton – inércia, aceleração e ação e reação – e os conceitos de atrito, impulso – *momentum* – e torque. Os quatro primeiros serão abordados neste capítulo.

PRIMEIRA LEI DE NEWTON

Segundo Hay (1981), a primeira lei de Newton, também chamada lei da inércia, afirma o seguinte: todo corpo permanecerá em seu estado de repouso ou de movimento, a menos que seja aplicada uma força sobre ele.

Por exemplo, uma bola que esteja parada só sairá do seu estado de repouso se for aplicada uma força sobre ela, do mesmo modo que, se ela estiver em movimento, só parará se for aplicada uma força sobre ela.

Esse conceito aplica-se tanto ao movimento linear como ao angular. No movimento linear, a inércia é igual à massa ($I = m$) que é a medida da quantidade de matéria que constitui um objeto e é expressa em quilogramas (kg). Quanto maior for a massa de um corpo, maior será sua inércia.

Tomemos como exemplo dois indivíduos que se preparam para sair em um bloco de atletismo. Se tudo o mais for igual, aquele que tiver menor massa necessitará de menor força para sair de seu estado

de repouso, pois terá menor inércia. Essa é uma das explicações para dividir em categorias por peso as atividades que envolvem deslocamento e queda de um indivíduo, como é o caso das lutas, pois, quanto maior for a massa do indivíduo, maior deverá ser a força empregada para tirá-lo da inércia, de movimento ou de repouso.

Um jogador de rúgbi que corre com uma bola é um exemplo clássico de inércia de movimento. Nesse caso, quanto maior for a massa do jogador, maior deverá ser a força necessária para pará-lo.

Já no movimento angular, a inércia depende da massa e da distribuição desta em relação ao eixo de rotação ($I = mr^2$), um conceito denominado “momento de inércia”. Para entender esse conceito, imagine uma vareta com um barbante amarrado na ponta e uma pedra na outra extremidade do barbante. A intenção é rodar a pedra em torno da ponta da vareta (Figura 16). É claro que, se tivermos outra vareta com uma pedra de massa maior, será mais difícil rodar essa

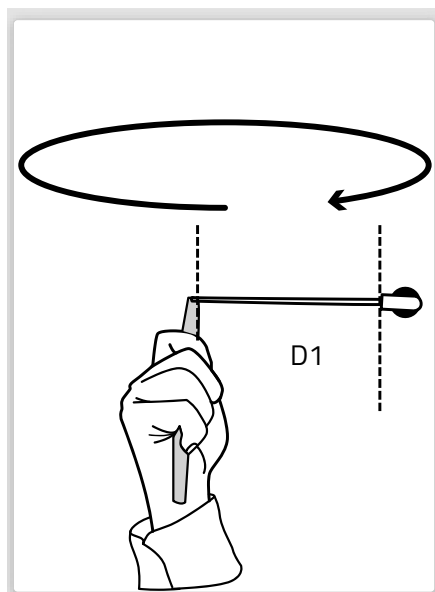


Figura 16 – Aumento de raio (D1) gera maior inércia.

pedra em torno do eixo escolhido. Entretanto, se a pedra tiver a mesma massa e o barbante dessa outra vareta for bem maior, qual será mais difícil de rodar? Se imaginarmos esse barbante bem maior, perceberemos com clareza que é muito mais difícil rodar a pedra nessa segunda condição. Nesse exemplo, o barbante significa o raio de rotação (r), isto é, a distribuição da massa de um objeto em relação a um determinado eixo de rotação.

Na prática, isso significa que quanto mais próxima e concentrada a massa de um objeto estiver do eixo de rotação, mais fácil será girar esse objeto (HALL, 2005). Nesse processo de distribuição, haverá uma força menor ou, com a mesma força, ocorrerá uma velocidade de rotação maior.

No movimento humano, essa distribuição de massa pode influenciar muito a execução do movimento, por facilitar ou dificultar os movimentos dos segmentos em torno dos eixos articulares. Nesse caso, não existe a possibilidade de mexer na massa do segmento, somente na forma como ela está distribuída em relação ao eixo.

Tomemos como exemplo o movimento da corrida em que o membro inferior gira em torno do eixo quadril. Em corridas de velocidade, o atleta deve flexionar bastante as áreas em torno da articulação do joelho para diminuir o raio. Dessa forma, ele reduz a inércia e consequentemente a força necessária para rodar o membro inferior em torno dessa articulação ou, com a mesma força exercida, aumenta a velocidade de rotação. O mesmo pode ser visto no saque por cima no voleibol (Figura 17a).

Outro exemplo refere-se ao ensino do rolamento para a frente. No início do aprendizado, pede-se ao iniciante que parta da posição agachada e procure manter o queixo próximo do peito. Nessa atividade, o iniciante é capaz de reduzir mecanicamente o raio, isto é, a distância de sua massa (resistência) até o eixo (tendo inicialmente como eixo o pé e depois as mãos no rolo propriamente dito), de maneira que diminua a inércia e exerça assim menor força para sair do repouso.

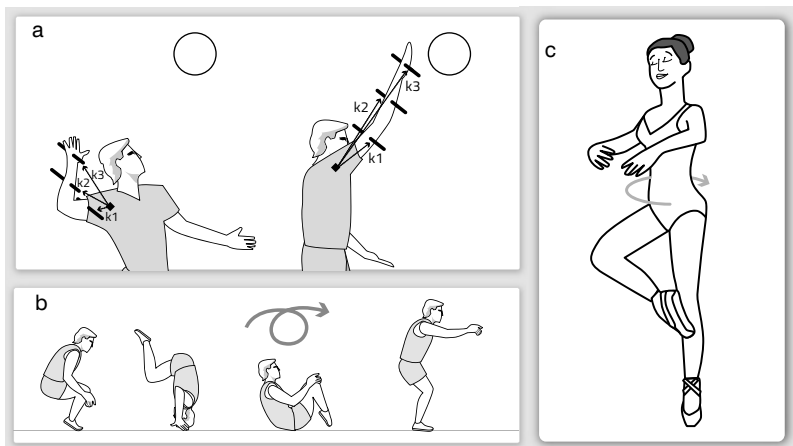


Figura 17 – Flexão do cotovelo como fator de redução do momento de inércia do braço no saque por cima no voleibol, e flexão do joelho no rolamento à frente – plano sagital (a e b) e no corrupio no balé – plano transversal (c).

Esses exemplos ocorreram no plano sagital, mas podem ser vistos no plano transversal. Um exemplo clássico é o corrupio no balé. Ao tentar aumentar a velocidade de rotação, o indivíduo reduz o raio ao levar os braços para perto do corpo, a fim de diminuir a inércia. O processo inverso é visto quando o indivíduo tenta parar o corrupio (Figura 17c).

Para a criança, esse conceito é intuitivo. Ao executar o polichinelo, deixa as articulações do ombro e quadril flexionadas, quando está cansada. Isso acontece porque ela percebe, naturalmente, que assim é mais fácil executar o movimento. Ao fazer isso, a criança altera a distribuição da massa do membro superior (braço + antebraço + mão), aproxima-a do eixo de rotação (ombro) e reduz a inércia e a força necessária para executar o movimento. O mesmo acontece em relação aos membros inferiores.

Esse conceito também serve de subsídio para quem deseja alterar a resistência a ser vencida em um trabalho de força muscular localizada, como a execução da flexão dos quadris em decúbito dorsal,

com a articulação dos joelhos flexionada ou estendida. Com os joelhos flexionados, as massas dos segmentos que constituem o membro inferior se aproximam do eixo, a inércia a ser vencida é menor, e conseqüentemente o exercício é mais fácil de ser realizado.

Em quase todos os movimentos esportivos com bola, existe uma fase em que se procura aumentar a velocidade angular da articulação pela diminuição do raio e conseqüente redução da inércia. No futebol, isso ocorre nos membros inferiores, na fase que antecede o contato com a bola; no handebol, nos membros superiores, na fase anterior à soltura da bola no arremesso ou passe; no voleibol, nos membros superiores, na fase que antecede o contato com a bola para a cortada ou saque; e assim por diante (Figura 18).



Figura 18 – Exemplos da diminuição do momento de inércia no movimento esportivo.

Esse processo se repete em quase todos os esportes, sobretudo quando o objetivo é obter uma grande velocidade linear do corpo ou

de um objeto pela transferência de velocidade angular, como descrito no Capítulo 1 sobre a relação entre a velocidade linear e a angular. Portanto, os movimentos esportivos partem, em geral, de uma fase de flexão articular com o intuito de diminuir o raio de rotação, reduzir a inércia e aumentar a velocidade de rotação. No momento de transferência de velocidade angular para linear ($V = \omega r$), há aumento do raio e da inércia, o que reduz a velocidade angular da articulação que é transferida para o segmento e aumenta a velocidade linear.

SEGUNDA LEI DE NEWTON

A aceleração que um corpo obtém é diretamente proporcional à força aplicada e inversamente proporcional à massa do corpo (HALL, 2005). No movimento linear, esse aspecto é representado pela fórmula $F = ma$, ou seja, quanto maior for a força aplicada, se a massa for a mesma, maior será a aceleração que o corpo obterá. É possível ainda realizar a seguinte leitura: se tenho dois corpos e um deles apresenta maior massa, será necessária uma força maior para tirar esse corpo da inércia.

Pode-se obter aceleração pela aplicação de forças diversas e até opostas, como ocorre quando várias crianças, separadas em dois grupos, puxam uma corda, um grupo em cada extremidade, para ver quem consegue acelerar o outro grupo. O mesmo ocorre quando se aplica força em um objeto, como uma bola, para alterar sua trajetória ou sua inércia, ou quando o indivíduo aplica força no solo simplesmente para andar ou obter projeção no ar, na corrida ou no salto.

Sobre o comportamento da força, é fundamental entender que ela é representada por um vetor, assim como a velocidade. Quando se arremessa uma bola para a frente e para cima, é necessário, para que ocorra esse movimento, que se exerça inicialmente força nos eixos x (horizontal) e y (vertical). Se exercermos força apenas no eixo x , a bola irá somente para a frente, e, se exercermos força somente no

eixo y, ela irá somente para cima. Quando se mede a velocidade do chute de um grande jogador de futebol em cobrança de falta ou a velocidade do saque de um jogador de tênis, tem-se somente o valor total (resultante), e, para obter suas componentes em x e y, é necessário saber o ângulo de aplicação da força. Esse procedimento define o vetor, o valor, a direção, o ponto de aplicação e a linha de ação (ângulo) com a horizontal ou vertical (Figura 19a).

Quando se realiza um salto em altura ou em distância, o ângulo de aplicação de força com o pé é fundamental. Obviamente, se o objetivo for saltar mais alto (obter grande velocidade em y), mas ainda tendo de passar pelo sarrafo (velocidade em x), o ângulo de aplicação de força com a horizontal será grande, pois, dessa forma, será possível obter uma componente grande em y. O raciocínio no salto em distância é para se obter uma grande componente em x (maior distância horizontal), mas ainda tendo de elevar bastante o CG do solo (componente em y). Com isso, o ângulo de aplicação de força será menor que o do salto em altura (Figura 19b).

Os ângulos ótimos para obter a trajetória esperada quando se arremessa qualquer implemento para o ar, seja uma bola de basquete, um disco no atletismo, ou o próprio corpo como nos saltos em geral (Figura 19c), já estão bem descritos na literatura, assim como o que acontece quando erros simples são executados. Em geral, esses ângulos estão em torno de 45° , o que dependerá da altura em que os corpos são soltos com relação à altura que caem. Por exemplo, no basquete, as bolas saem de uma altura acima da cabeça e, dependendo da categoria, devem chegar a cestas em diferentes alturas. Isso determina diferentes ângulos ótimos de aplicação de força. No saque de voleibol, dependendo de como se pretende sacar, existem diferentes ângulos para uma melhor trajetória; quanto mais alto se pretende alcançar com a bola, maior é o ângulo de soltura, pois não necessitamos de uma componente de velocidade tão grande em x.

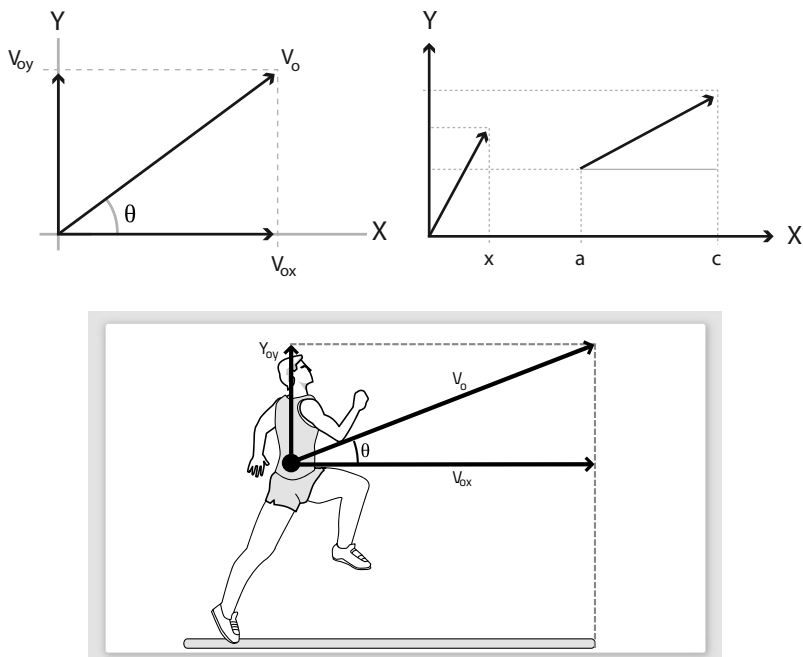


Figura 19 – (a) Característica de um vetor com suas componentes em x e y. (b) Diferenças no ângulo de aplicação de força entre o salto em altura e no salto em distância. (c) Exemplo das componentes horizontal e vertical da velocidade do centro de gravidade no salto em distância.

Assim como acontece com forças externas ao corpo humano, é possível estudar a força como vetor no próprio músculo. O músculo tem um valor de força exercida (B), um ponto de aplicação determinado pela inserção proximal e distal, e um ângulo que faz com o segmento que se desloca. Considera-se como eixo x o eixo do segmento que se desloca, e o eixo y aquele que faz 90° com o segmento – Figura 20 (CORRÊA; FREIRE, 2004). A literatura descreve alguns ângulos articulares ótimos, como flexão do joelho em torno de 90° na posição de expectativa, flexão de cotovelo a 90° na tração no nado *crawl* e outros, posições em que o indivíduo consegue exercer melhor a força necessária ao movimento.

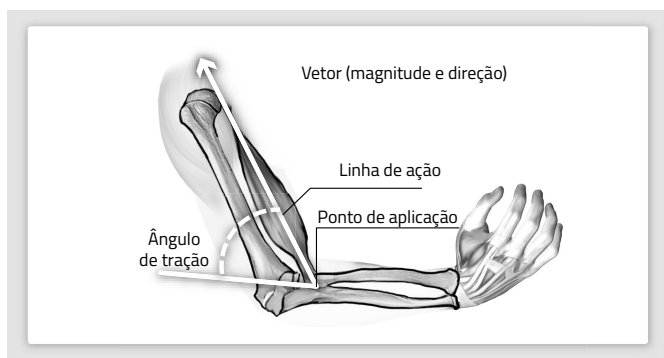


Figura 20 – O músculo representado como vetor.

Um exemplo importante a ser abordado com maiores detalhes é a força externa aplicada no andar, correr e saltar. Como se trata de movimentos básicos de qualquer atividade, a partir deles pode-se entender o que acontece em situações em que as acelerações são maiores. Esse conhecimento é primordial para a compreensão do conceito de sobrecarga descrito no Capítulo 1.

Como já mencionado, a força peso, como qualquer outra força, é o produto da massa do indivíduo pela aceleração, que no caso é a aceleração da gravidade. Assim, $P = m \cdot g$, derivado da fórmula $F = m \cdot a$. Quando estamos parados, apoiados nos dois pés igualmente, a força de reação do solo à nossa ação (peso) é distribuída igualmente nos dois pés, e, para uma pessoa de 70 kg de massa, temos uma reação de 700 N ($m \cdot g = 70 \times 10 \text{ m/s}^2$) distribuída igualmente pelos dois pés, 350 N em cada um. Quando andamos, esses dados se alteram.

Primeiro é necessário entender como a força de reação do solo (FRS) é representada como vetor e o ângulo de aplicação dessa força. Essa força varia em magnitude, direção e ponto de aplicação durante o período em que o indivíduo está em contato com a superfície (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Na Figura 21, podemos observar todas as fases do andar com seus respectivos vetores e ângulos de aplica-

ção de força. Na batida do pé no chão, ao aplicarmos uma força no solo, a FRS tem uma resultante no sentido contrário da força aplicada, e suas componentes anteroposterior (FRS_x) e vertical (FRS_y) atuam, respectivamente, para cima e para trás em relação ao deslocamento do indivíduo. Portanto, a FRS_y tem a função de acelerar o corpo para cima e a FRS_x freia o deslocamento.

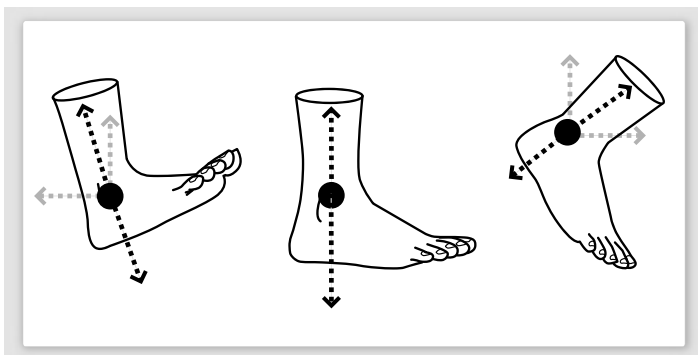


Figura 21 – Fases do andar com seus respectivos vetores.

Na fase intermediária, em que o pé está plano no chão, só existe FRS_y . Já na fase de retirada do pé do chão, a relação se inverte: a FRS_x tem a função de acelerar o movimento e a FRS_y se mantém, acelerando o corpo para cima.

A FRS_y é muito maior que a FRS_x e responsável pelo maior número de lesões por sobrecarga, entretanto, para o deslocamento à frente, o que interessa, principalmente na corrida, é a FRS_x . Quando um indivíduo corre com grandes oscilações na vertical (correr saltitando), é fácil entender o que acontece: ele exerce uma força com ângulo errado – bate com o pé mais plano no chão do que seria esperado, obtém FRS_y maior do que deveria e reduz ainda mais a FRS_x .

Para medirem os valores de FRS, os biomecânicos utilizam a plataforma de força, instrumento já descrito no Capítulo 1. Conquanto as forças sejam medidas em newtons, muitas vezes são representadas

como uma relação do peso corporal, o que é feito dividindo a força encontrada pelo peso corporal do indivíduo. Além disso, são apresentadas em função do tempo.

Na Figura 22, podem-se observar a curva de força de reação do solo para a marcha, componente vertical (FRS_y) e componente anteroposterior (FRS_x). Na marcha para FRS_y , observam-se dois picos de força acima do peso corporal.

Na fase intermediária, há um valor de força de reação do solo abaixo do peso corporal. A explicação para isso segue a mesma lógica. Como a FRS_y depende, como qualquer força, da massa e da aceleração, na fase de batida do pé no solo, assim como na fase de retirada do pé no solo, existe uma aceleração dos segmentos no mesmo sentido da aceleração da gravidade, assim elas se somam e fazem com que o valor da FRS_y seja maior que o valor da força peso. Já na fase intermediária, a perna oposta à que está apoiada (a de balanceio) está acelerando no sentido contrário da de apoio, com isso a aceleração, em vez de se somar à da gravidade, diminui o valor, pois tem sinal negativo (está no sentido contrário). A fórmula que representa esse fato é:

$$FRS_y = m (a_y + g)$$

onde m é massa corporal total; a_y , a aceleração vertical do centro de gravidade; e g , a aceleração da gravidade

Conclui-se, portanto, que, quando a aceleração vertical do centro de gravidade é no mesmo sentido da gravidade, a força de reação do solo é maior que a força peso, acontecendo o contrário quando a aceleração vertical do centro de gravidade é no sentido inverso. Isso pode ser facilmente observado na plataforma de força: o indivíduo deve ficar de pé na plataforma, na posição anatômica, para que o peso corporal seja registrado e, em seguida, deve flexionar a articulação do cotovelo vigorosamente até sua amplitude máxima. Durante

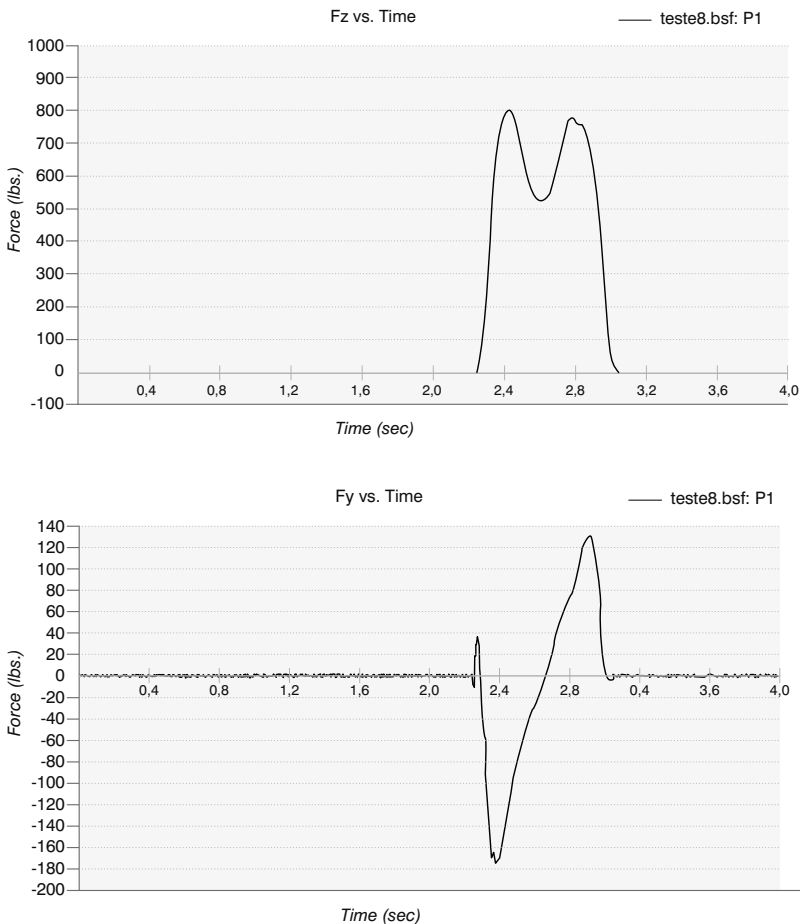


Figura 22 – Curvas de força de reação do solo para a marcha, componente vertical (FRS_y) e componente anteroposterior (FRS_x).

Fonte: Elaborado pela autora.

a flexão executada no sentido contrário ao da gravidade, a FRS_y diminuirá para depois voltar ao valor da força peso quando o indivíduo parar o movimento. Quando se parte da posição de flexão de cotovelos a 90° e um dos lados realiza uma flexão e o outro faz a extensão, não ocorre alteração na FRS_y . É fundamental ressaltar esse aspecto,

pois, muitas vezes, esquecemos que os movimentos executados pelos segmentos corporais, que não os de membros inferiores, podem influenciar a FRS_y . Além disso, cumpre destacar que quanto maior for a aceleração dos segmentos no sentido da gravidade, maior será o poder lesivo desse movimento.

Observemos agora a FRS_x que apresenta valores muito inferiores à FRS_y , cuja curva mostra uma fase negativa (desaceleração) até a fase de pé plano no chão, onde chega a zero e passa para a fase positiva durante a aceleração. Se a velocidade for constante, as fases positiva e negativa da curva serão iguais.

Na Figura 23, observamos a curva de força de reação do solo para a corrida e as componentes vertical (FRS_y) e anteroposterior (FRS_x).

A curva de FRS_y tem um padrão diferente da caminhada, mas, no caso da batida do pé realizada com o calcanhar, apresenta dois picos, o que já não é verdadeiro para a batida realizada com o médio-pé, em que aparece somente um pico. O primeiro pico acontece logo após a batida do calcanhar no solo e é chamado de pico passivo, pois ocorre tão rápido que não possibilita a resposta muscular. O segundo pico em geral é maior que o primeiro e caracteriza-se pela força para acelerar o corpo para a frente. A curva de FRS_x é semelhante à da caminhada, mas com valores maiores.

Na Figura 24, observamos a componente vertical (FRS_y) na queda de um salto, em que ocorre a flexão dos joelhos. Quando a queda se dá sem essa flexão, a comparação é feita supondo que a velocidade inicial foi a mesma.

Como se pode notar, o valor de pico é muito maior sem a flexão dos joelhos e o tempo para retornar ao valor do peso corporal (acabar o movimento) é muito menor. Essas duas características tornam o movimento de queda sem a flexão do joelho muito mais lesivo.

Essas forças de reação do solo podem ser estudadas em qualquer movimento, desde que haja contato com o solo, com o propósi-

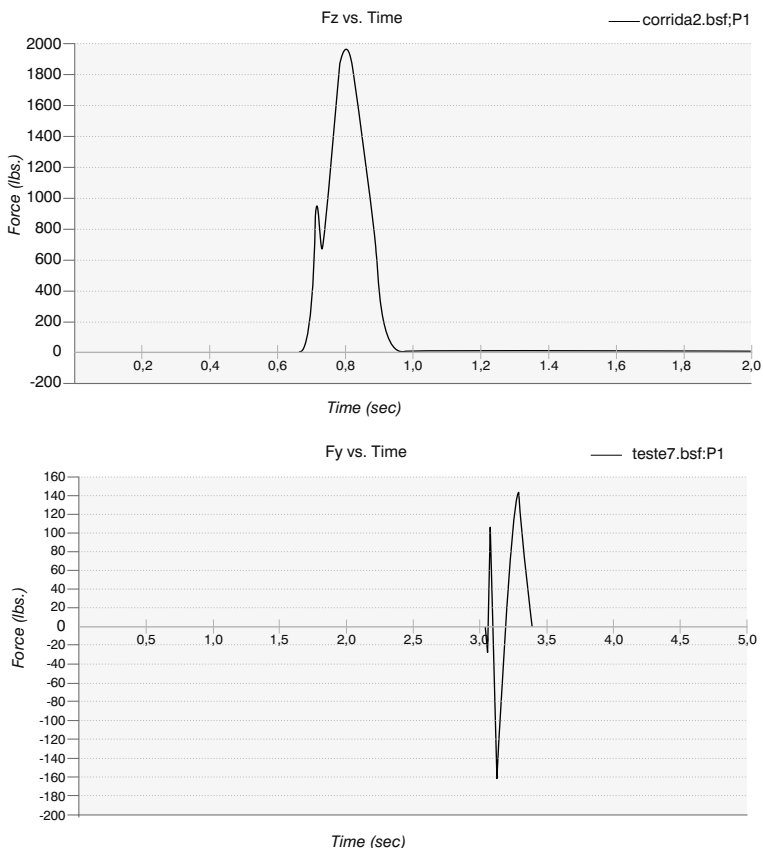


Figura 23 – Curvas de força de reação do solo para a corrida e componentes vertical (FRS_y) e anteroposterior (FRS_x).

Fonte: Elaborado pela autora.

to de avaliar o padrão normal e ótimo de execução e identificar em que fases a sobrecarga é maior no indivíduo. Por exemplo, no saque por baixo, enquanto o indivíduo permanece parado, está somente sujeito à força peso. No momento em que inicia o movimento, as acelerações dos segmentos se somam à aceleração da gravidade, e o indivíduo começa a ter flutuações da FRS em torno da força peso. O momento de maior valor é quando realiza a impulsão com a perna

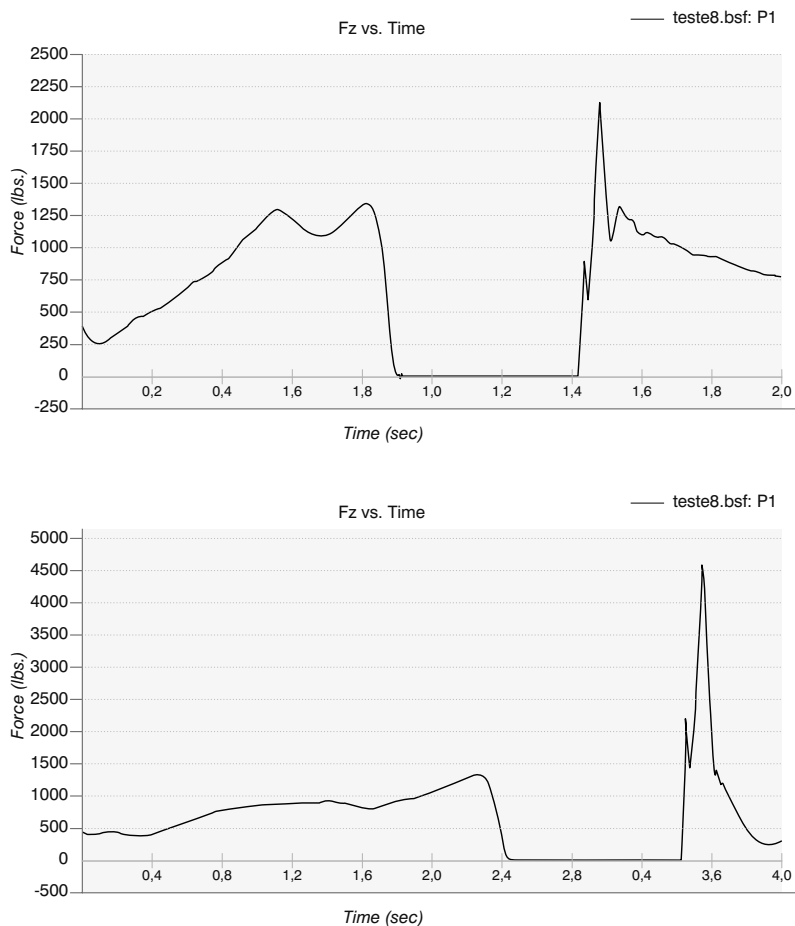


Figura 24 – Componente vertical (FRS_y) na queda de um salto, em que ocorre a flexão dos joelhos e quando a queda se dá sem essa flexão.

Fonte: Elaborado pela autora.

de trás. Já nos membros superiores, a maior força de reação ocorre no momento em que a mão transfere toda a sua velocidade para a bola. Trata-se do momento de maior sobrecarga.

Uma lei semelhante a essa, sobre uma força que ocasiona rotação, será discutida no próximo capítulo.

TERCEIRA LEI DE NEWTON

A cada ação corresponde uma reação igual e contrária (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Esse é o conceito de que, em geral, as pessoas mais facilmente se recordam. É natural o seguinte pensamento: “Se quero ir mais longe em um salto, preciso fazer mais força no solo”. A ação é feita no solo, e a reação impulsiona o indivíduo para cima (Figura 25).

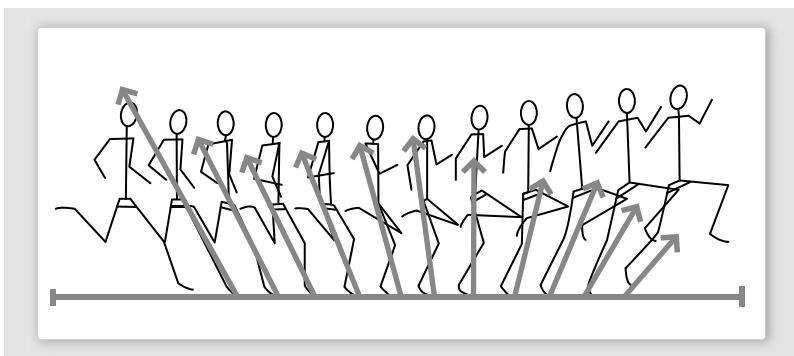


Figura 25 – Força de reação no movimento linear, em um salto em distância.

Quando tratamos da segunda lei de Newton, intrinsecamente partimos dessa premissa quando analisamos a FRS, que era igual à ação exercida pelo indivíduo. Isso significa, por exemplo, como já vimos, que conforme a aceleração dos segmentos e a velocidade de corrida aumentam, maior é a reação a ser absorvida pelas articulações no momento do contato com o solo. Da mesma forma, quanto maior for a velocidade com que um segmento qualquer (mão ou pé) bate em um implemento, maior será a reação ocasionada nos segmentos e nas articulações. Esse fenômeno ocorre tanto nos membros inferiores quanto nos superiores. Tomemos como exemplo uma cortada violenta no voleibol. A reação a ser absorvida principalmente pelas articulações do braço como um todo deverá ser tão maior

quanto maior for a força imprimida à bola. O mesmo raciocínio pode ser feito com relação às quedas. Quanto for maior a altura obtida no salto ou quanto maior for a distância alcançada com o salto, maior será a reação obtida no contato com o solo, pois a aceleração é muito grande.

Na compreensão desse conceito, o maior problema está em perceber que a ação age sobre um corpo e a reação em outro corpo, podendo as forças, mesmo sendo iguais, terem efeitos diferentes nos objetos. Por exemplo, quando damos um murro na parede, a ação é realizada pelo indivíduo na parede, e a reação é sentida na mão. Pode acontecer de a mão quebrar e a parede não sofrer um arranhão. Mas, obviamente, a ação é igual à reação. De acordo com a segunda lei de Newton, a ação não foi suficiente para deslocar a massa da parede, mas a reação ocasionou uma lesão na mão.

Com relação à força de reação no indivíduo, é importante que o professor tenha em mente que a reação é diretamente proporcional à velocidade do movimento executado e que o atleta ou aluno mais veloz também é o que, provavelmente, mais se expõe a lesões. A função do professor ou técnico é proteger o aluno ou atleta. Em hipótese nenhuma os alunos devem praticar salto em distância ou em altura em locais em que a queda seja feita em cimento, pois, mesmo que não se estimule um aluno a ser melhor que o outro (o que não é necessário estimular em crianças e adolescentes), o ímpeto natural pode levar a microlesões, cujos efeitos só aparecerão muito mais tarde. O mesmo deve ser pensado com relação a pessoas sedentárias e obesas, quando se pensa em colocá-las para correr ou para fazer exercício de impacto intenso. Quanto mais intensa a atividade, mais a pessoa se expõe a lesões. Deve-se sempre pensar numa atividade de fortalecimento muscular acoplada à execução de trabalho intenso, mesmo para crianças, o que não significa indicar musculação especificamente, mas trabalho mais intenso para a musculatura mais envolvida.

Enquanto esse conceito no movimento linear é relativamente conhecido, aquele utilizado no movimento angular não é tão divulgado e estudado. A ideia é a mesma, isto é, a toda ação corresponde uma reação igual e contrária, só que um músculo ou grupo muscular exerce uma ação em uma parte do corpo, acelerando angularmente essa parte do corpo na direção em que age, e, simultaneamente em torno de um mesmo eixo, provoca uma aceleração angular em outra parte do corpo em reação (HAY; REID, 1985). Esse conceito é mais fácil de ser percebido em movimentos feitos no ar ou na água, ou naqueles em que o indivíduo está apoiado no solo, mas já se desequilibrando.

Um exemplo na água refere-se ao movimento acentuado do quadril para um lado e para o outro durante o nado *crawl*. Esse movimento ocorre porque outra parte do corpo o provoca. Se ocorre uma rotação indesejada na parte inferior do corpo, isso significa que existe uma rotação na parte superior. Provavelmente, o indivíduo está rodando a cabeça também para o lado que não respira ou está cruzando o braço além da linha média do corpo.

Em movimentos no ar, quando o atleta de salto em distância joga o tronco para a frente, isto é, ao rodar a parte superior do corpo na direção horária, naturalmente as pernas se deslocarão para a frente, na direção anti-horária (Figura 26).

O mesmo também acontece na cortada do voleibol, com um consequente deslocamento do quadril para trás. No salto em altura, o indivíduo, ao passar sobre o sarrafo, procura jogar a cabeça para trás vigorosamente (direção anti-horária), de modo que suas pernas se desloquem para baixo (direção horária) e seu quadril seja projetado para cima.

Uma criança, ao perder o equilíbrio na trave, isto é, ao sentir que irá cair para o lado esquerdo (direção anti-horária), naturalmente, se não evitar o movimento, irá deixar o braço oscilar também para lado esquerdo (direção anti-horária) e, com isso, irá recuperar a posição do CG, pelo deslocamento do quadril para a direita. Nesse movimento, não se

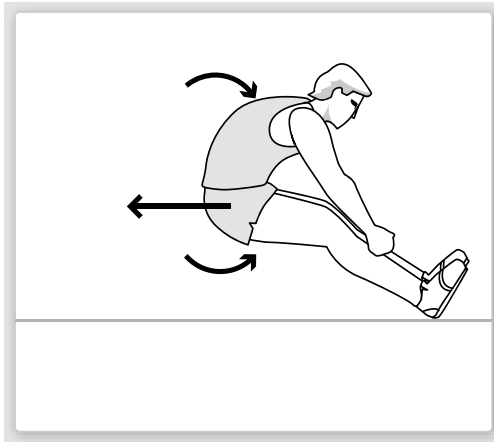


Figura 26 – Ação e reação no movimento angular no salto em distância.

observa uma rotação dos membros inferiores (direção horária) porque a perna se encontra apoiada na trave, que está fixada na terra. A reação, portanto, é absorvida pela terra, que tem uma inércia muito grande. Essa é uma das razões por que é pedido aos jogadores de tênis, de voleibol e de outros esportes que tenham a base firme antes de realizarem movimentos de rotação nos membros superiores, ou seja, eles devem evitar bater na bola enquanto estiverem andando ou correndo, pois isso pode gerar um desequilíbrio inesperado nos membros inferiores.

ATRITO

Atrito é a força que surge quando um corpo se move ou tende a se mover sobre a superfície de outro. Essa força age tangencialmente ao ponto de contato dos dois corpos e se opõe ao movimento ou o impede (HAY; REID, 1985).

Pensemos em uma cadeira parada. Ao aplicarmos uma força horizontal no centro dela, com a intenção de deslocá-la para a frente, se essa força não for grande o suficiente, não a deslocará. Portanto, nesse instante, já existe uma força se opondo ao movimento, mesmo

antes de ele acontecer. Isso é chamado de atrito estático. Se aumentarmos a força, chegaremos ao ponto em que o corpo está muito próximo de se deslocar. Nesse caso, ocorre o atrito-limite. A partir do momento em que a força exercida é maior que o atrito, acontece o movimento e há o atrito cinético ou de movimento. Quais são os fatores que interferem no atrito?

Vamos imaginar que desejamos empurrar essa cadeira em um chão de madeira ou em um chão de cimento rugoso. Em qual deles teremos que vencer uma resistência maior para deslocá-la, partindo do pressuposto de que a cadeira é a mesma? O deslocamento da cadeira na superfície de madeira exigirá menor força, pois o atrito é menor. Isso ocorre devido a uma constante denominada μ – coeficiente de atrito – que depende da natureza das superfícies. O outro fator interveniente é a força que mantém os dois corpos juntos – ou força de reação. Essa força é denominada reação normal ou N e depende da massa do corpo e de sua aceleração. Voltando ao exemplo anterior da cadeira, pensemos em empurrar, no mesmo tipo de superfície, duas cadeiras de massas diferentes. Naturalmente, a cadeira de maior peso (m.g) oferecerá maior resistência ao deslocamento. Portanto, o atrito (F_a) é igual ao produto de $\mu \cdot N$ (Figura 27a).

Qual é a importância disso para o profissional de educação física? No esporte, há várias circunstâncias em que se deseja alterar o atrito, a fim de maximizar ou minimizar o coeficiente de atrito. O objetivo dos procedimentos apresentados a seguir é aumentar a força que se opõe ao deslizamento de um corpo sobre outro, ou seja, aumentar o atrito: o ginasta utiliza magnésio nas mãos, a bailarina passa a sapatilha no breu, o jogador de handebol usa cola nas mãos, o goleiro utiliza luvas, o jogador de futebol troca as chuteiras quando chove, entre outros exemplos (Figura 27b). Já para minimizar o atrito, a intenção é diminuir a resistência ao deslizamento, o que ocorre em esportes no gelo e naqueles em que, como no *skate*, o deslizamento com pouca resistência é essencial (Figura 27c).

Contudo, não é importante apenas saber como o atrito pode ser alterado, é necessário também tomar consciência da sua existência e saber lidar com esse fato diariamente. Não conseguiríamos andar se o atrito não se opusesse à aplicação de força pelo pé, pois escorregaríamos, como quando existe óleo no chão. Esse aspecto também é determinante para a escolha dos diversos tipos de solado de tênis, sendo cada um importante para uma determinada superfície. Em nossas aulas, é importante chamarmos a atenção de nossos alunos para o efeito que é dado em uma bola quando ela bate em diferentes superfícies. Cada tipo de superfície, com seus diferentes coeficientes de atrito, levará a maiores ou menores perdas de velocidade no impacto, o que pode ser facilmente observado nas quadras de tênis, em que um atleta muito bom em uma quadra de saibro pode não ser tão eficiente em uma quadra de grama.

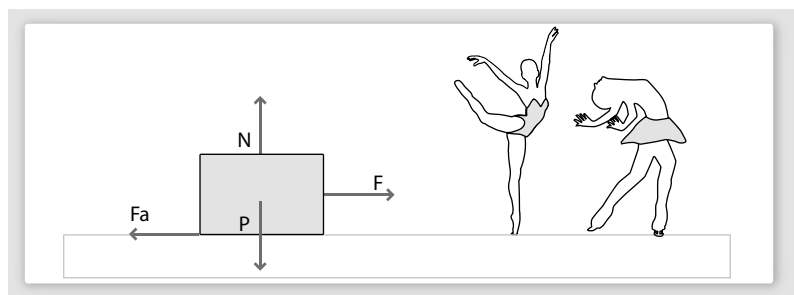


Figura 27 – Exemplos de atrito em diversas situações: (a) explicação básica do conceito de atrito, (b) movimento em que se procura aumentar o atrito e (c) movimento em que se procura diminuir o atrito.

Um exemplo simples a ser observado no dia a dia é se preocupar em treinar os alunos em diferentes tipos de piso, pois, principalmente para os mais habilidosos, alterações no padrão de movimento podem ocorrer ao jogarem em piso desconhecido. Essa é a razão do famoso reconhecimento de campo praticado no futebol profissional. Outra

aplicação é se preocupar em explicar para os atacantes a importância do quique da bola na frente de um goleiro, principalmente em situações de campo molhado e com buracos. Tal orientação deve ser dada desde a mais tenra idade, pois facilita a percepção do que deve ser feito.

A partir do quique de bola, podemos analisar outra variável interveniente no atrito: a força normal. Como já discutimos na segunda lei de Newton, a força de reação depende da aceleração do corpo e da massa deste, ou seja, se aumentarmos a aceleração de um objeto no contato com uma superfície, maior será a força de atrito e, conseqüentemente, maior a resistência ao deslocamento no contato e menor a velocidade de saída. Entretanto, esse fenômeno só deve ser estudado quando se aborda o impacto de uma bola com uma superfície na qual anteriormente foi impressa uma rotação para a frente (*top spin*) ou uma rotação para trás (*back spin*) na bola (HAY; REID, 1985). Quem já jogou tênis de mesa sabe que, se o adversário der uma rotação para a frente na bola, deverá se afastar da mesa, pois ela sairá com grande velocidade e bem próxima da mesa, e que, quando for impressa uma rotação para trás, o jogador deverá se aproximar o mais rápido possível da mesa e esperar uma bola mais alta na saída. Trata-se do resultado da ação do atrito que ocorre devido à alteração na velocidade da bola, com conseqüente influência na reação normal.

Consideremos as velocidades existentes na bola, as quais interferirão diretamente no atrito. Na Figura 28a, observe o deslocamento da bola sem nenhuma rotação. A bola realiza somente translação, apenas com velocidade linear, isto é, todas as partes da bola têm a mesma velocidade horizontal. Na Figura 28b, podemos ver a bola com translação (saindo de um lugar e chegando a outro), mas com uma rotação para a frente em relação à bola. Naturalmente por rodar, a parte de cima gira para a frente e a de baixo gira para trás. Agora podemos perceber, pela soma de velocidades (vetores), que a bola não

tem mais a mesma velocidade em todas as suas partes e que a parte inferior da bola tem uma velocidade horizontal menor que a apresentada sem rotação, pois os vetores na base estão em oposição. Na Figura 28c, em que a bola apresenta rotação para trás, novamente a bola não tem mais a mesma velocidade em todas as suas partes, e a parte inferior da bola tem uma velocidade horizontal maior que a apresentada sem rotação, pois, nesse caso, os vetores na base estão no mesmo sentido.

Quando a rotação para a frente é aplicada na bola, a velocidade horizontal inicial de contato é menor que a velocidade horizontal de contato sem a rotação. Então, a reação normal é menor e, conseqüentemente, a força de atrito é menor. Nesse caso, a velocidade horizontal de saída é maior, pois encontrou menor resistência ao deslocamento. Em consequência, a aplicação da rotação para a frente faz com que a bola saia da mesa com mais velocidade horizontal e num ângulo menor do que seria o caso sem rotação. O raciocínio contrário é aplicado na bola com rotação para trás, e a bola sai da mesa com menor velocidade horizontal e com um ângulo maior do que sem rotação.

Esse fenômeno ocorre porque as velocidades horizontais são as mesmas nas três condições, o que, em geral, não acontece. Na prática, as bolas com rotação para a frente são batidas com mais força, e aquelas com rotação para trás, mais levemente. Por isso, as bolas com rotação para a frente normalmente sobem mais do que aquelas com rotação para trás (HAY; REID, 1985).

O mesmo raciocínio com relação à rotação para trás pode ser utilizado no arremesso do lance livre no basquete, reafirmando a necessidade de aplicar uma rotação para trás na bola no momento do lançamento para que ela, ao bater na cesta, tenha a sua velocidade horizontal atenuada e um ângulo de saída grande que possibilite que a bola, ao quicar na cesta, ainda possa cair.

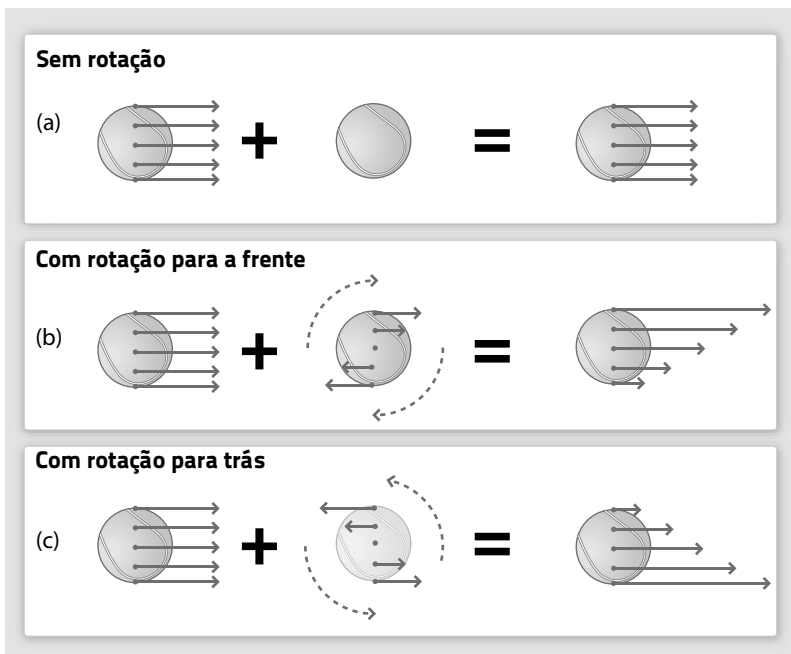


Figura 28 – A velocidade horizontal da parte da bola que faz contato com o solo é igual à soma de suas componentes de translação e de rotação:

(a) sem rotação, (b) com rotação para a frente e (c) com rotação para trás.

Fonte: Redesenhado a partir de Hay (1981).

RESUMO DO CAPÍTULO

Na literatura, não existe um consenso sobre os princípios mínimos a serem abordados na graduação. A primeira lei de Newton diz: todo corpo permanecerá em seu estado de repouso ou de movimento, a menos que seja aplicada uma força sobre ele. No movimento linear, a inércia é igual à massa ($I = m$). Quanto maior for a massa de um corpo, maior será sua inércia. Já no movimento angular, o momento de inércia depende da massa e da distribuição desta com relação ao eixo de rotação ($I = mr^2$). Na prática, isso significa que, quanto mais próxima e concentrada a massa de um objeto estiver do eixo de rotação, mais

fácil será girar esse objeto. A segunda lei de Newton diz que a aceleração que um corpo obtém é diretamente proporcional à força aplicada e inversamente proporcional à massa do corpo. Um exemplo importante abordado com maiores detalhes é a força de reação do solo (FRS) e suas componentes em y (FRS_y) e x (FRS_x) no andar, correr e saltar, obtidas por meio da plataforma de força. A terceira lei de Newton diz que a cada ação corresponde uma reação igual e contrária. Uma lei semelhante sobre o movimento angular é mais fácil de ser percebida em movimentos feitos no ar ou na água, ou naqueles em que o indivíduo está apoiado no solo, mas já se desequilibrando. Atrito é a força que surge quando um corpo se move ou tende a se mover sobre a superfície de outro. No esporte, há várias circunstâncias em que se deseja alterar o atrito, a fim de maximizar ou minimizar o coeficiente de atrito. Quando se imprime uma rotação para a frente ou para trás em uma bola, esta, ao tocar em uma superfície, pelo efeito do atrito, terá um comportamento diferente daquela que não apresenta rotação nenhuma.

ATIVIDADES PROPOSTAS

1. No movimento inicialmente escolhido no Capítulo 1:
 - a) Verifique como a inércia é representada e como pode ser alterada no deslocamento linear realizado.
 - b) Identifique em que fase do movimento ocorre diminuição do raio de rotação com a consequente alteração da inércia (tanto nos membros superiores como nos inferiores).
 - c) Identifique em que fase do movimento ocorre o aumento da inércia com a consequente transferência de velocidade angular para linear.
 - d) Verifique se algum dos erros propostos no movimento inicialmente escolhido no Capítulo 1 está vinculado a qualquer dos conceitos descritos neste capítulo.

- e) Identifique algum ângulo ótimo de aplicação de força no movimento escolhido, seja articular ou de aplicação externa de força. Explique por que isso ocorre.
- f) Identifique em seu movimento como seria o padrão da força de reação do solo durante a execução.
- g) Identifique o momento de maior sobrecarga no movimento e explique por que isso ocorre.
- h) Identifique em que fase a ação e a reação são fundamentais para a execução do movimento (tanto no movimento linear como no angular).
- i) Identifique como o atrito influencia o movimento e como poderia ser alterado.

Aplicação de força no movimento, em diferentes situações

QUANTIDADE DE MOVIMENTO NO MOVIMENTO LINEAR

Um corpo parado não apresenta quantidade de movimento. Portanto, essa variável depende da velocidade do corpo. Além disso, a quantidade de movimento linear, também denominada *momentum* linear, pode ser mais bem analisada em um choque entre dois corpos. Analisemos o arremesso de uma bola de boliche com a intenção de derrubar o maior número possível de pinos. Todos sabem que quanto maior for a velocidade da bola, maior será a possibilidade de derrubar um maior número de pinos. Mas, além disso, também sabemos que quanto maior for a massa da bola, se conseguirmos ainda assim darmos uma grande velocidade a ela, aumentaremos ainda mais essa possibilidade. Portanto, a quantidade de movimento de um corpo depende de sua velocidade e de sua massa. A quantidade de movimento é definida por:

$$\text{Quantidade de movimento} = m \cdot v$$

onde m é a massa do corpo, e v , a velocidade do corpo.

Após o contato com os pinos, a bola diminui de velocidade e os pinos ganham em velocidade. Trata-se do princípio de conservação

do *momentum*, segundo o qual: em qualquer sistema de corpos que exerçam forças entre si, a quantidade de movimento em qualquer direção permanece constante, a menos que uma força externa do sistema aja nessa direção:

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 \text{ (antes do choque)} = m_1 v_1 + m_2 v_2 \text{ (depois do choque)}$$

onde m_1 e v_1 correspondem à massa e velocidade do corpo 1, e $m_2 v_2$, à massa e velocidade do corpo 2

Que importância isso tem no nosso cotidiano? Consideremos o seguinte exemplo: um jogador de basquete vai ao encontro da bola ou permanece parado esperando a bola chegar à sua mão para recepcioná-la e, conseqüentemente, freá-la (nesse caso, o atrito e a resistência do ar são desprezíveis). Se o jogador ficar parado com a mão fixa e rígida (como é comum em iniciantes que têm medo da bola), toda a quantidade de movimento da bola será transferida para os seus dedos e poderá acelerá-los muito e ocasionar uma lesão. Isso ocorre porque o corpo 1 (mão) tem velocidade zero antes do choque. Depois do choque, se a massa é pequena, a velocidade resultante é grande. Quando o jogador vai ao encontro da bola, embora haja aumento da quantidade de movimento do sistema, também há aumento da massa envolvida no choque. Para ir ao encontro da bola, o atleta pode apenas mover a articulação do punho (acrescentando a massa da mão), somar a articulação do cotovelo (acrescentando a massa do antebraço) mais a articulação do ombro (acrescentando a massa do braço) ou dar também um passo para a frente e, dessa forma, acrescentar a massa do corpo todo. Assim, parte da quantidade de movimento da bola será utilizada para frear o movimento do corpo no sentido contrário da bola, para depois acelerá-lo (Figura 29).



Figura 29 – Condições diferentes de quantidade de movimento do corpo quando o atleta recebe e freia uma bola em velocidade: (A) quando o atleta recebe a bola parado, toda a quantidade de movimento da bola será usada para acelerar a mão do jogador para trás; (B) quando ele vai ao encontro da bola, parte da quantidade de movimento da bola será utilizada para frear o movimento do corpo no sentido contrário da bola, para depois acelerá-lo.

Quando se comparam as condições A (indivíduo completamente parado) e B (indivíduo que desloca os segmentos e o corpo na direção da bola), nota-se que o impulso aplicado pela bola nas mãos do indivíduo gerará uma quantidade de movimento igual nas mãos do indivíduo

nas duas condições, pois isso depende da massa e da velocidade da bola, mas em B esta será inicialmente usada para frear o movimento do corpo para a frente e depois para acelerar um maior número de segmentos. Portanto, terá menor possibilidade de ocasionar lesão.

Esse procedimento, entretanto, fica ainda mais claro quando se deseja aumentar a quantidade de movimento de um implemento. Por exemplo, quando um atleta dá um saque por baixo, com a finalidade de transferir a quantidade de movimento do corpo para a bola, ele utiliza só a massa e a velocidade do braço, aplicando um impulso na bola que então ganha pequena quantidade de movimento, ou pode acrescentar a massa e a velocidade de outros segmentos (tronco) ou até do corpo todo ao dar um passo para dentro da quadra ao sacar (Figura 30).

Esse conceito já tinha sido abordado com relação ao aumento da velocidade linear da mão na bola, que era resultado da ação das diversas velocidades articulares e da velocidade do corpo. Agora é possível perceber que há um aumento não apenas da velocidade, mas também da massa envolvida que define a quantidade de movimento que gerará o impulso na bola.

Trata-se do mesmo conceito envolvido na ação de colocar, no futebol, o pé do lado da bola no chute com a intenção de aproveitar a velocidade e a massa do corpo e somá-las à velocidade e à massa da perna. O propósito desse movimento é aumentar a quantidade de movimento do segmento que será transferida para a bola no momento do contato, quando é aplicado um impulso a ela, que ganhará em quantidade de movimento.

Portanto, em qualquer choque, para aumentar a quantidade de movimento no segmento que irá entrar em contato com um implemento ou diminuir o efeito da quantidade de movimento de um objeto no corpo, deve-se aproveitar ao máximo a massa e a velocidade do segmento que faz contato com o implemento, mas, se possível, devem-se acrescentar a massa e a velocidade de outros segmentos, principalmente aquelas do centro de gravidade do indivíduo.

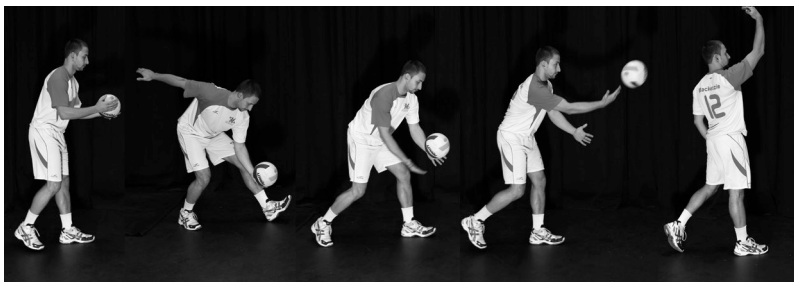
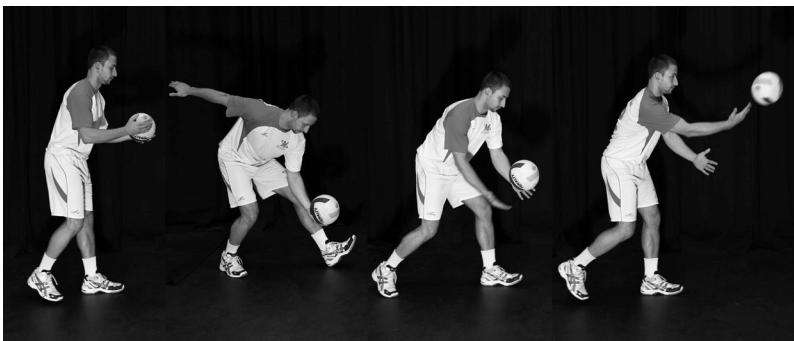
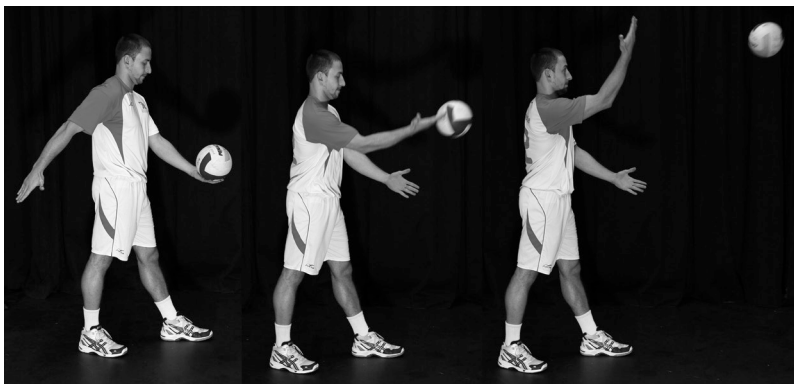


Figura 30 – Condições diferentes de gerar quantidade de movimento e acelerar uma bola: (a) o atleta saca por baixo utilizando apenas a massa e a velocidade do braço, (b) utiliza a massa e a velocidade do braço e do tronco (c) e utiliza a massa e a velocidade de todo o corpo ao dar um passo para a frente.

IMPULSO NO MOVIMENTO LINEAR

Já se argumentou aqui que a quantidade de movimento de um corpo no choque provoca a alteração na quantidade de movimento do outro corpo, pela aplicação de um impulso.

Afinal, o que é impulso?

A primeira resposta intuitiva a essa questão é a seguinte: o impulso está relacionado à força, pois ele alterará o estado de repouso ou de movimento de um corpo. No atletismo, uma esportista aplica um impulso no solo, ou melhor, no bloco de saída, para realizar uma saída em uma corrida de 100 metros. A partir desse impulso, o corpo, como um todo, ganha em quantidade de movimento, até isso ser alterado no próximo choque, na batida seguinte do pé no chão.

Além da força, há outro parâmetro capaz de interferir no impulso?

Segundo Hay (1981), a explicação fica fácil com base em um estudo da saída de bloco nos 100 metros no atletismo. Verificou-se que um corredor, ao utilizar uma saída curta, conseguia sair do bloco mais rápido do que com uma saída mais longa, mas, no final dos primeiros 10 a 50 metros, estava mais lento do que quando utilizava a saída mais longa. Essa explicação pode, à primeira vista, não fazer sentido, mas se justifica quando supomos que esse processo vivido pelo corredor deriva do fato de ele obter maior velocidade e uma consequente maior quantidade de movimento horizontal derivada de um impulso maior, com a saída longa. Na saída longa, o indivíduo fica um tempo maior aplicando força com a perna de apoio, o que gera um impulso maior. Portanto, o impulso depende da força e do tempo de aplicação dessa força, isto é:

$$\text{Impulso} = F \cdot t$$

onde F é igual à força aplicada, e t , o tempo de aplicação da força.

É necessário agora definir impulso positivo e impulso negativo. O impulso positivo serve para acelerar o movimento, e o negativo, para

frear o movimento (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Graficamente, os dois tipos de impulso podem ser definidos como a área sob a curva força-tempo. Na Figura 22b do Capítulo 2, pode-se observar que o impulso positivo no eixo anteroposterior, na caminhada, deve ser igual ao impulso negativo, para que a quantidade de movimento do corpo não se altere em um andar com velocidade constante.

RELAÇÃO QUANTIDADE DE MOVIMENTO E IMPULSO NO MOVIMENTO LINEAR

A bola de boliche tem certa quantidade de movimento e aplica um impulso nos pinos que, por estarem parados, têm quantidade de movimento zero. Após o choque, a quantidade de movimento da bola diminui e os pinos ganham em quantidade de movimento. Qual é a relação direta do impulso com a quantidade de movimento? Considerando que a fórmula de impulso é $F.t$, é possível rearranjá-la com base no pressuposto de que $F = ma$ (segunda lei de Newton), o que resulta em:

$$\text{Impulso} = ma.t$$

Como a aceleração é definida como v/t , obtemos:

$$\text{Impulso} = m.v/t .t$$

Finalmente, ao acertarmos a equação, chegamos à seguinte conclusão:

$$\text{Impulso} = m.v \text{ ou } F.t = m.v$$

Em outras palavras, o impulso de uma força ($F.t$) é igual à alteração na quantidade de movimento que ela produz.

Qual é a aplicação prática desse conceito? Sempre que desejamos imprimir uma grande velocidade a um objeto ou freá-lo, isto é, alterar sua quantidade de movimento, não devemos apenas nos preocupar com a força aplicada, mas também com o tempo de aplicação dessa força. Tal afirmação também é pertinente ao corpo do indivíduo ou a um implemento. Consideremos o indivíduo como um todo e o impulso positivo utilizado para acelerar o indivíduo.

Se nos basearmos apenas na fórmula, concluiremos que, por exemplo, em um salto para realizar uma cortada, um jogador de vôlei, na passada final, deverá flexionar bem o joelho para aplicar força mais tempo, com o objetivo de obter maior impulso, ganhar maior quantidade de movimento, e, conseqüentemente, maior altura. É claro que isso não é verdade! Em uma corrida com velocidade horizontal, se o atleta, ao transformá-la parcialmente em vertical na passada final, fizesse esse movimento para baixo, teria que primeiro frear toda a velocidade vertical para baixo para depois aplicar força de novo para ir para cima. Nessa situação, os indivíduos se inclinam para trás ao apoiarem o pé do salto antes da subida (CARR, 1998). Procura-se bater no solo primeiro com o calcanhar, havendo um ângulo entre o pé e o solo, de modo a aumentar o tempo de aplicação de força. Essa forma é usada por jogadores de futebol ao subirem para cabecear, por jogadores de basquete, por atletas de salto em altura e em distância, e por atletas de vôlei (Figura 31). Na corrida, uma forma de aumentar esse tempo de aplicação de força, no final da passada, é aproveitar toda a força dos flexores plantares na retirada do pé do chão, não retirando o pé até que a aplicação de força pelos metatarsos seja concluída.

Quando o objetivo é aumentar o tempo de aplicação de força em um implemento, deve-se aumentar a amplitude do movimento. Por exemplo, no lançamento de dardo, o indivíduo leva o dardo bem para trás e solta-o o mais à frente possível do corpo, com o propósito de aumentar o tempo de aplicação de força e a quantidade de movimento do dardo (Figura 32a). Quando, no futebol, o jogador cabeceia

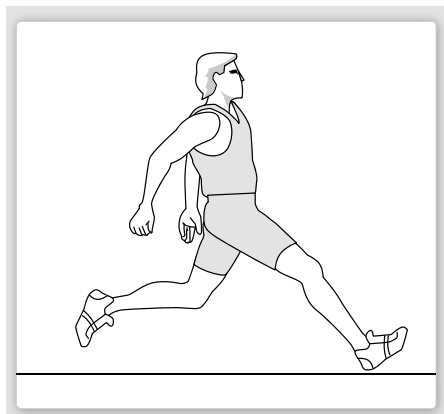


Figura 31 – Impulso na subida para uma cortada. Procura-se bater no solo primeiro com o calcanhar, havendo um ângulo entre o pé e o solo, de modo a aumentar o tempo de aplicação de força.

uma bola, a intenção dele também é aumentar o tempo de aplicação de força. O jogador realiza certa extensão da região craniocervical antes do contato da cabeça com a bola, e assim esta fica em contato com a cabeça por um tempo maior.

Em esportes em que um implemento é utilizado para bater em uma bola, como no tênis, devem-se primeiro aumentar a amplitude do movimento, como no dardo, e a quantidade de movimento na raquete pelo maior tempo de aplicação de força na raquete. Depois, deve-se pedir ao executante que procure bater na bola numa posição em que a raquete esteja na altura da cintura, para aumentar o tempo de contato da raquete com a bola e, assim, obter impulso suficiente para frear o impulso da bola no sentido contrário. Em seguida, o impulso deve ser suficiente para dar uma quantidade de movimento na bola para que esta chegue aonde se deseja (Figura 32b).

O impulso negativo, por sua vez, está relacionado ao ato de frear o movimento e com uma palavra muito comum nos esportes: “amortecer”. Para que um indivíduo possa amortecer uma queda ou uma bola, ele deve aplicar um impulso negativo ao objeto. Analisemos o

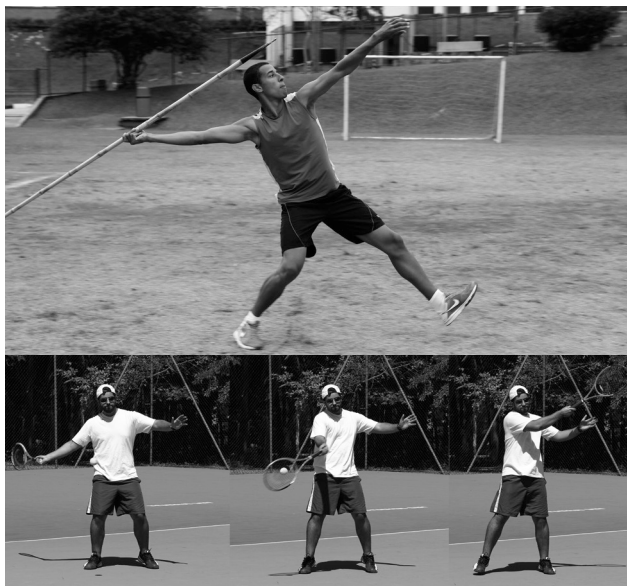


Figura 32 – Aumento do tempo de aplicação de força para aumentar o impulso: (a) grande amplitude em um lançamento de dardo e (b) aumento de amplitude do movimento e contato na altura da cintura, para aumentar o tempo de contato com a bola no tênis.

mais clássico de todos os movimentos de “amortecimento”: a queda com flexão dos joelhos ou sem ela, já apresentada em forma de gráfico na Figura 24 do Capítulo 2.

Como descrevemos na relação quantidade de movimento e impulso, toda a quantidade de movimento que o corpo possui na queda será transformada em impulso no indivíduo, no contato com o solo. Não existe forma de diminuir a quantidade de movimento do corpo durante a queda, pois ela depende da quantidade de movimento que o corpo teve para subir. O que se pode fazer é usar alguma estratégia na transformação novamente da quantidade de movimento em impulso na frenagem. Pela equação de impulso, as duas variáveis que podem ser alteradas são a força e o tempo de aplicação de força. Basicamente o que se faz é flexionar os joelhos, aumentando o tempo

de aplicação de força para que então a força aplicada no indivíduo seja menor. É como se, para obtermos um valor que não pode ser alterado, gerado a partir de um produto, pudéssemos alterar os valores multiplicados para gerar esse produto (Figura 33a).

Trata-se do mesmo conceito utilizado quando o atleta, após ir ao encontro de uma bola no futebol ou no basquete, aumenta o tempo de aplicação de força após o choque, “amortecendo” a bola. Quanto maior for o tempo entre o contato inicial das mãos com a bola e a sua parada completa, menor será o valor da força exercida da bola sobre a mão (Figura 33b).

Isso também é verdadeiro na seguinte situação: quando caímos de algum lugar, devemos deixar o corpo rolar e não tentar frear bruscamente o movimento, pois isso poderá causar lesões (Figura 33c). O mesmo acontece ao final de qualquer movimento em que é aplicado um impulso muito grande, com em chute potente, no futebol. Deve-se sempre pedir aos alunos que continuem o movimento e nunca freiem bruscamente, pois é necessário deixar os músculos que freiam o movimento atuarem por um tempo maior para diminuir o impacto nas articulações.

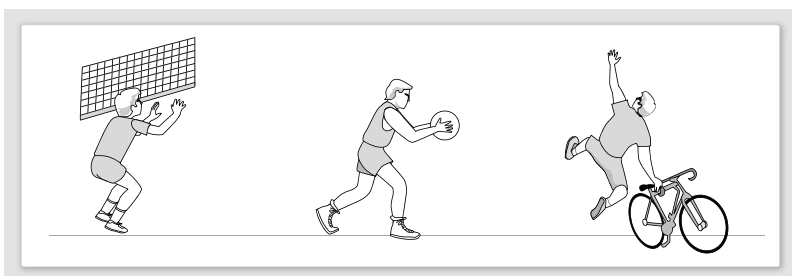


Figura 33 – Formas diferentes de transformar a quantidade de movimento em impulso quando se amortece uma queda: (a) queda a partir de um bloqueio, (b) receber uma bola de basquete e (c) ao cair de uma bicicleta. Quanto maior for o tempo de aplicação da força, menor será a força exercida sobre os indivíduos.

Ao usarmos a palavra “amortecer”, é importante que tenhamos pleno conhecimento do que ela significa, mecanicamente falando, para que possamos intervir de forma consciente na mecânica de nossos alunos. Deve-se destacar também a necessidade de utilizar esses mecanismos para, ao longo do tempo, evitar lesões.

TORQUE

Torque, por definição, é o efeito de rotação de uma força em torno de um eixo, é o equivalente angular da força (HALL, 2005). Quando aplicamos uma força sobre o eixo, geramos apenas movimento linear, como quando empurramos uma cadeira aplicando força sobre o seu eixo, que, no caso, é o centro da cadeira. A cadeira só realiza translação. Para que ocorra a rotação, é necessário aplicar a força a certa distância do eixo. No caso, aplica-se força em uma de suas extremidades para que ela possa ganhar em translação e em rotação (Figura 34). Portanto, o torque gerado não depende somente da força aplicada, mas também da distância perpendicular dessa força até o eixo.

$$T = F.d.$$

onde T é o torque; F, a força aplicada; e d, a distância perpendicular da força até o eixo.

Considerando ainda a cadeira como exemplo, para gerar a mesma velocidade de rotação, deve-se variar a força ou a distância até o eixo, o que significa aplicar uma maior força ou aplicá-la a uma distância maior do eixo.

Os conceitos básicos envolvidos no exemplo apresentado são os de força (aplicada pelo indivíduo), resistência (peso da cadeira), eixo (centro da cadeira, que se desloca), distância da força até o eixo (braço de força) e distância da resistência até o eixo (braço de resistência). Esses elementos são os mesmos de uma alavanca, em que

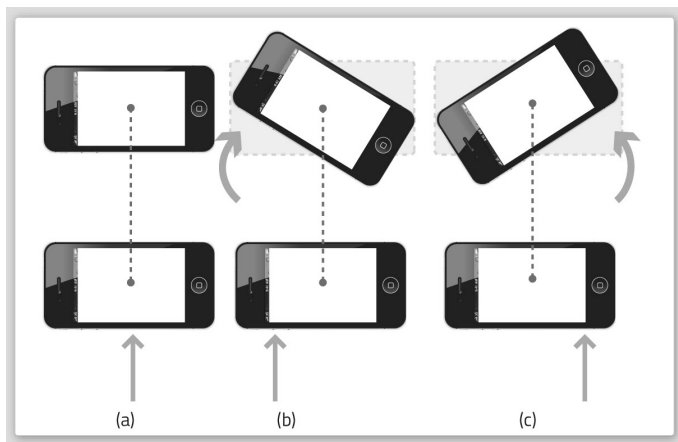


Figura 34 – Para gerar uma rotação em um corpo, a força deve ser aplicada fora do eixo (b e c). Quando a força é aplicada sobre o eixo, ocorre apenas translação (a).

se aplica uma força em torno de um eixo fixo para vencer uma resistência. Nesse caso, a rotação resultante depende das distâncias da força e da resistência até o eixo.

Um exemplo de fácil compreensão é o movimento de abrir e fechar uma porta: o eixo de rotação é a dobradiça, a resistência é o peso da porta, e a força é a do indivíduo aplicada na maçaneta. Quanto mais perto da dobradiça for aplicada a força, mais difícil será fazer a porta rodar em torno da dobradiça, pois a distância até o eixo é menor (d) e, portanto, exige uma força (F) maior (Figura 35).

A disposição desses elementos na alavanca determina o tipo de alavanca. Tomemos como exemplo duas crianças se balançando em uma gangorra. A resistência e a força estão localizadas em lados opostos do eixo, como visto na Figura 36, em que se podem observar os vetores representativos da força e da resistência, assim como a distância dessas forças até o eixo. Essa alavanca é denominada de primeira classe ou interfixa (ponto fixo no centro). Outros instrumentos diversos, como tesouras, alicates e pés de cabra, também são do mesmo tipo (HALL, 2005).

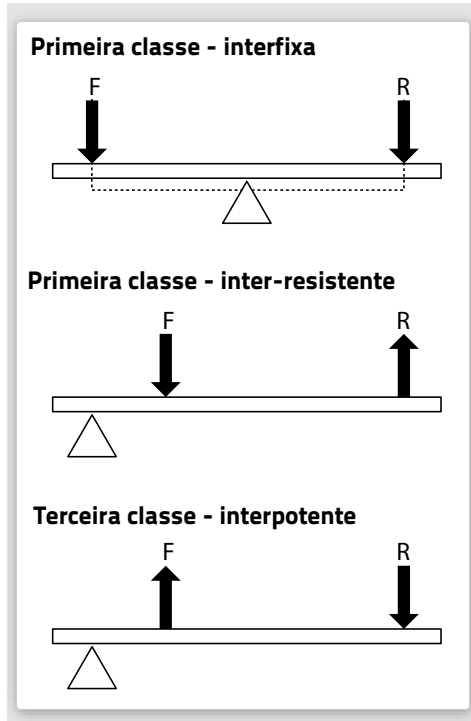


Figura 35 – Elementos de uma alavanca: força, resistência e eixo.

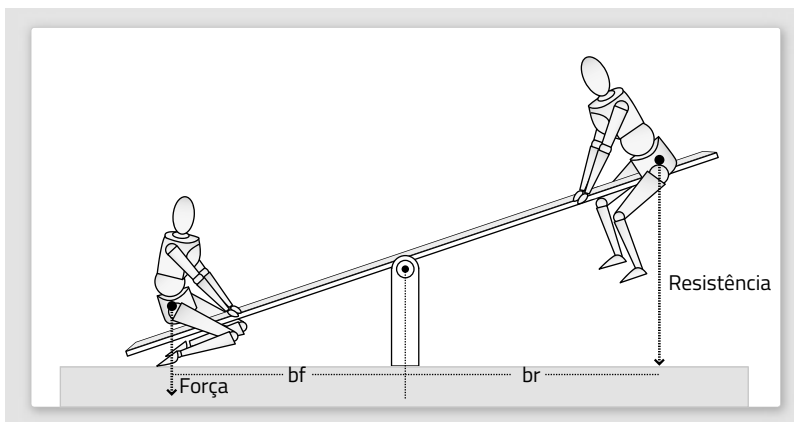


Figura 36 – Alavanca de primeira classe ou interfixa.

No corpo humano, qualquer rotação em torno da articulação – em qualquer plano (sagital, frontal ou transversal) – depende da aplicação de uma alavanca, isto é, da força muscular, a qual vence a resistência do segmento em torno do eixo (articulação), o que dependerá das distâncias dessas forças (muscular e da resistência) até o eixo. Um exemplo anatômico da alavanca interfixa é a ação do músculo esplênio para equilibrar a cabeça sobre a articulação atlantoaxial (HAMILL; KNUTZEN, 1999), como visto na Figura 37.

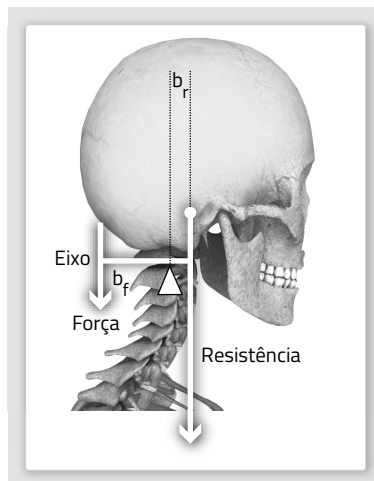


Figura 37 – Alavanca de primeira classe ou interfixa no corpo humano.

Em uma alavanca de segunda classe, a resistência se encontra no meio do sistema e é denominada inter-resistente. Um carrinho de mão (Figura 38), uma chave de roda e um quebra-nozes são exemplos desse tipo de alavanca (HALL, 2005).

Considerando o corpo humano como um todo, podemos ter, como exemplo, a elevação do peso de um indivíduo na ponta dos pés (Figura 39). O eixo de rotação é representado pelas articulações metatarsofalângicas, a resistência é a força peso, e a força é exercida pelo tríceps sural.

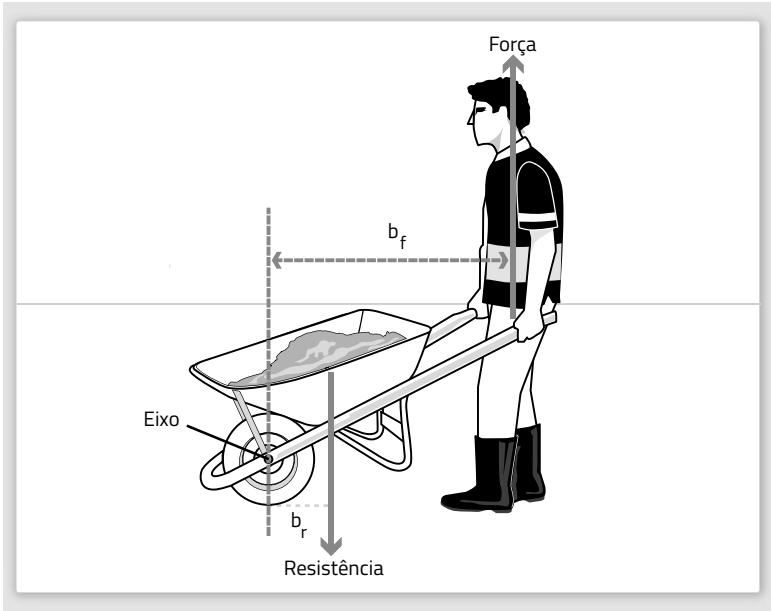


Figura 38 – Alavanca de segunda classe ou inter-resistente.

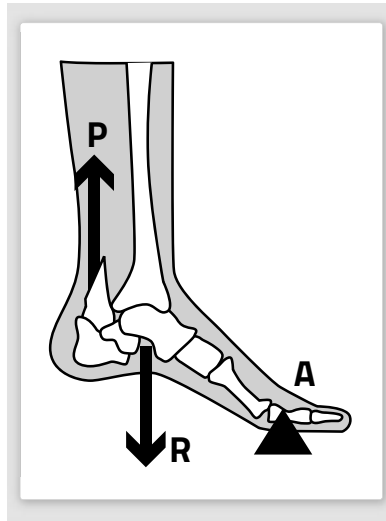


Figura 39 – Alavanca de segunda classe ou inter-resistente no corpo humano.

A alavanca de terceira classe é a predominante no nosso corpo; caracteriza-se pelo elemento força no meio do sistema e é denominada interpotente. Um exemplo pode ser observado na Figura 40.

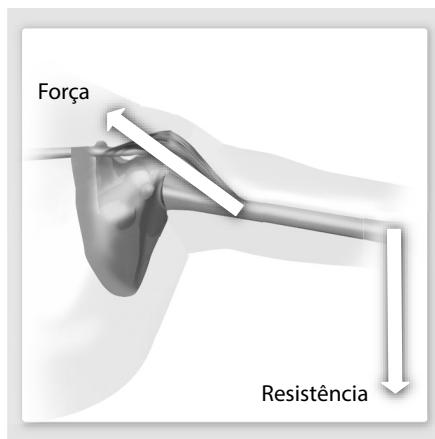


Figura 40 – Alavanca de terceira classe ou interpotente no corpo humano.

É importante observar que a linha de ação do músculo é traçada de sua inserção proximal até sua inserção distal, e, para caracterizar o tipo de alavanca, deve-se considerar a inserção que desloca o segmento rodado. Já a linha de ação da resistência do segmento é traçada diretamente para baixo, a partir do CG do segmento. Se mais de um segmento fizer parte do sistema, como o braço todo, será considerado o CG de todo o sistema, nesse caso um ponto intermediário, como a articulação do cotovelo. Para o cálculo do torque, deve-se considerar como braço de resistência ou de força a distância perpendicular da força até o eixo. Para tanto, deve-se traçar uma reta perpendicular à linha da ação da força, que termina onde encontra o eixo ou o seu prolongamento. As figuras 36, 37, 38 e 42 apresentam exemplos de braço de força e de resistência.

Na Figura 41, encontramos o conceito de torques de resistência e de potência. Quando o sistema está parado, isto é, com o cotovelo

flexionado não se desloca o peso e não existe rotação, o torque ocasionado pelo peso total é igual ao torque gerado pelo bíceps braquial. Quando a resistência se desloca no sentido anti-horário, o torque muscular é maior que o torque de resistência gerado pelo peso dos segmentos e pelo peso extra na mão. Já o torque da resistência é maior quando o peso se desloca no sentido horário, vencendo a força muscular.

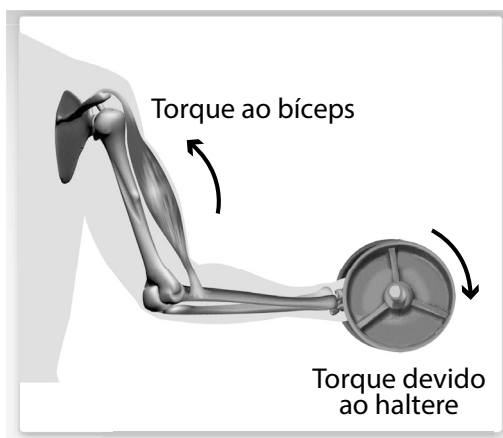


Figura 41 – Conceito de torques de potência e de resistência no exercício de bíceps com haltere.
 Fonte: Redesenhado a partir de Hamill e Knutzen (1999).

Com base nessas explicações elementares, podemos começar a discutir o que acontece no movimento, como variam o braço de resistência e de força durante o movimento, não só em termos articulares, mas também no corpo como um todo, analisando a força peso como a resistência a ser vencida. Vamos abordar inicialmente o braço de resistência.

A Figura 42 apresenta o movimento de abdução do braço até 90°, em torno do eixo ombro. Nesse momento, acontece o maior braço de resistência. Quando o movimento passa de 90° ou o indivíduo começa

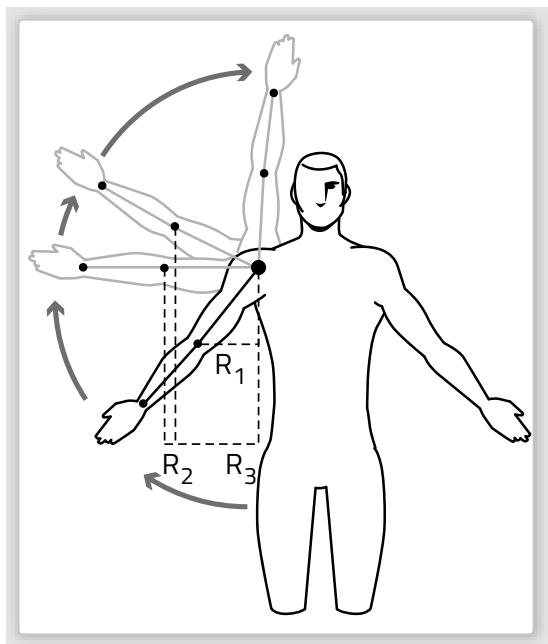


Figura 42 – Variações no braço de resistência ao longo do movimento de abdução do braço.

a retornar à posição fundamental, o braço de resistência é menor. Nesses dois últimos casos, o torque de potência necessário para realizar o movimento é menor do que a 90°, isto é, o exercício é mais fácil.

Isso acontece também com qualquer movimento realizado com peso livre, em que a distância perpendicular da resistência ao eixo varie (Figura 43), o que significa que a resistência a ser vencida não é a mesma ao longo de todo o movimento, embora o peso deslocado seja o mesmo.

Outro exemplo é a elevação de uma carga do solo. Sempre devemos procurar elevar a carga o mais próximo possível do corpo, pois assim estaremos diminuindo o braço de resistência da carga a ser elevada (Figura 44) e, conseqüentemente, precisaremos realizar um menor esforço no movimento.

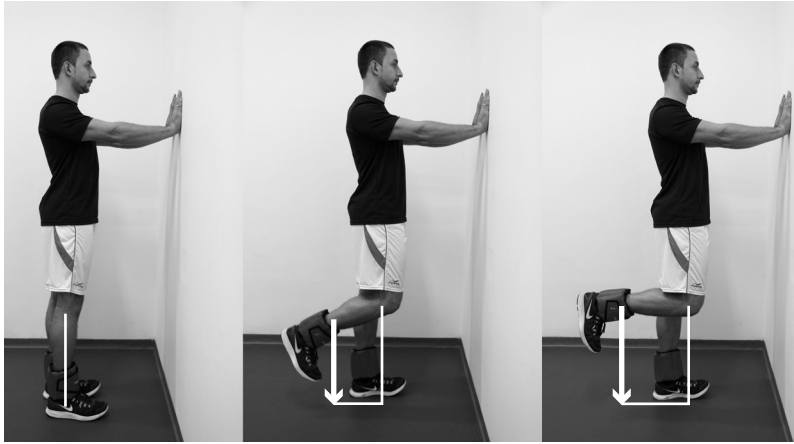


Figura 43 – Variações no braço de resistência ao longo do movimento de flexão do joelho com caneleiras.

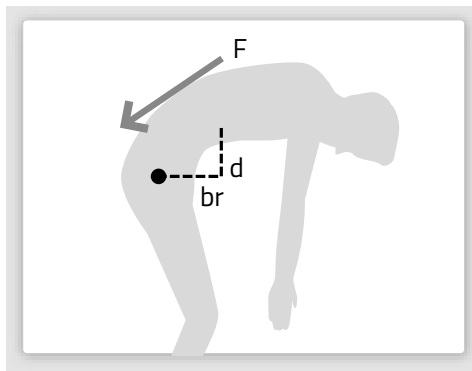


Figura 44 – Torque de resistência ao se elevar uma carga.

Outra forma especial de variação de resistência ocorre nas máquinas específicas de exercícios de musculação. Muito se fala das vantagens do uso das máquinas para trabalhar especificamente um músculo, fixar articulações, evitar compensações inadequadas ou evitar posturas que levem a lesões. No entanto, raramente se abordam as vantagens oferecidas pelas máquinas com relação ao braço de resistência (CAMPOS, 2002).

Para analisar o torque em qualquer movimento na máquina, é preciso inicialmente especificar que eixo será estudado. Em seguida, deve-se observar a linha de ação da resistência para determinar a distância perpendicular até o eixo e a resistência a ser vencida. A grande vantagem de algumas máquinas é que a linha de ação da resistência varia durante o exercício, fazendo com que o braço da resistência varie muito pouco durante todo o movimento. No caso da execução da rosca Scott no aparelho (Figura 45a), inicialmente a linha de ação da resistência a ser vencida está na direção anteroposterior e, no final, na direção vertical. Dessa forma, em todas as angulações do movimento, a resistência a ser vencida é praticamente igual, diferentemente do que acontece nos exercícios com peso livre, em que a resistência varia com a angulação (Figura 45b).

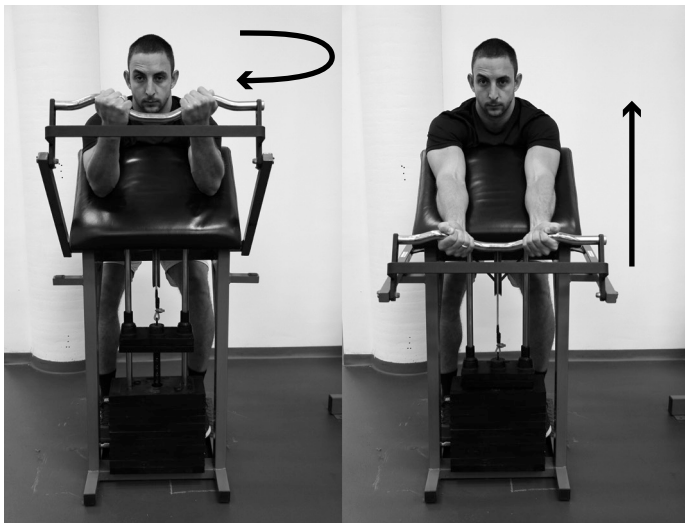


Figura 45 – Torque de resistência na rosca Scott, no aparelho de musculação.

Até agora tratamos da variação do braço de resistência durante o movimento, mas abordamos aspectos relacionados à alteração do braço de força muscular durante o movimento. O braço de força varia

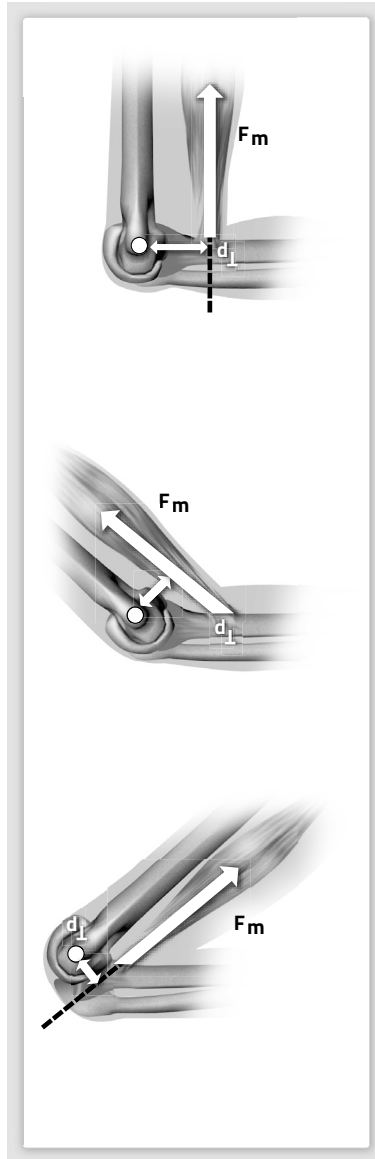


Figura 46 – Variações no braço de força para diferentes ângulos da linha de tração do músculo.

Fonte: Redesenhado a partir de Hall (2005).

de acordo com a amplitude de movimento. Cada músculo tem um ângulo em que a distância perpendicular até o eixo é maior, o que também ocorre quando o ângulo de tração no osso se aproxima de 90° (HALL, 2005). A Figura 46 apresenta um exemplo de bíceps braquial. Uma forma prática de observar isso é utilizar um elástico, o qual deve ser fixado com as mãos nos pontos de inserção proximal e distal do músculo. Por meio desse mecanismo, é possível verificar em que ponto o ângulo do elástico com o segmento mais se aproxima de 90° .

É importante ter essa noção, pois, em um exercício como o de rosca bíceps com halteres, na posição de cotovelo a 90° , há não apenas o maior braço de força do músculo bíceps braquial, mas também o maior braço de resistência.

Analisemos o exercício de *peck deck* ou *fly* na máquina (Figura 47) como descrito por Uchida et al. (2003): nesse exercício, a partir de um ângulo de 90° na articulação do ombro, deve-se realizar a adução horizontal do ombro até a maior aproximação possível dos antebraços, retornando então à posição inicial. A resistência é praticamente constante o tempo inteiro (por causa da alteração na linha



Figura 47 – Exercício *peck deck* de musculação.

de ação), e, logo no início do movimento, o braço de força muscular do peitoral maior é muito pequeno, o que torna o exercício extremamente pesado para o iniciante. Com a mesma carga, quando se chega próximo da posição final, em que o braço de força do músculo é o maior, o exercício fica mais “leve”, isto é, como o braço de força é maior e tem a mesma força, o torque de potência é maior.

Agora consideremos o CG do corpo, o ponto em torno do qual o corpo irá girar, como na análise da bicicleta de Pelé no futebol, em que Marcos Duarte divide o lance em três momentos (SILVEIRA, 2002) (Figura 48). Sobre o momento inicial – o salto –, Silveira (2002) faz a seguinte descrição:

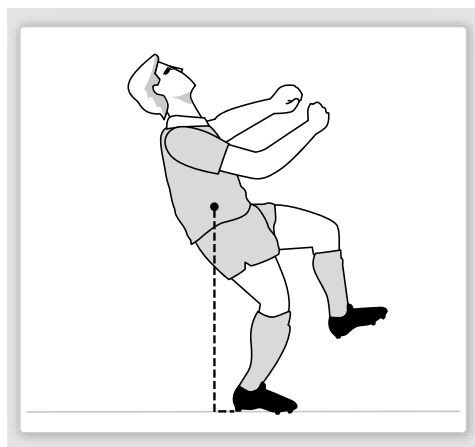


Figura 48 – Torque gerado na impulsão para uma bicicleta no futebol.

Pelé posiciona-se de costas para a direção em que pretende chutar a bola e pula. Seu centro de gravidade (CG) – ponto de seu corpo em que a resultante de todas as forças-peso está agindo – está projetado pouco atrás de seu pé de impulsão. Isso permite a ele ganhar rotação, quando aplica força no chão a certa distância do ponto em que seu CG está projetado, para saltar, como numa cambalhota.

A ideia de distância do CG até o ponto onde é exercida a força é importante na fase final de qualquer movimento em que a pessoa irá se projetar no ar. Quanto maior for essa distância, maior será o torque gerado, maior a capacidade de rotação do corpo no ar. No caso da execução da bicicleta, o torque não é grande, pois, para a realização desse movimento, não é necessária uma grande rotação em torno do eixo, diferentemente da execução de um exercício de saltos ornamentais, em que se realiza, por exemplo, um mortal com parafuso. É fundamental lembrar que no ar não é possível gerar torque, somente trocar entre as diversas partes do corpo.

RELAÇÃO QUANTIDADE DE MOVIMENTO E IMPULSO NO MOVIMENTO ANGULAR

Essa relação é análoga àquela estabelecida no movimento linear. Portanto, a partir do linear que era:

$$F.t = m.v$$

onde F é igual à força aplicada; t , o tempo de aplicação da força; m , a massa do corpo; e v , a velocidade do corpo.

Teremos:

$$T.t = I.\omega$$

onde T é o torque aplicado; t , o tempo de aplicação do torque; I , o momento de inércia do corpo; e ω , a velocidade angular em torno do eixo.

Portanto, o impulso angular é definido pelo produto do torque e pelo tempo de aplicação deste, que é igual à quantidade de movimento angular gerada ($I.\omega$).

No movimento linear, era aplicada uma força durante um determinado tempo para gerar uma alteração na quantidade de movimento

do corpo, isto é, acelerando-o ou freando-o linearmente. Aqui um corpo aumenta ou diminui a sua velocidade de rotação em torno de um eixo após uma força ser aplicada durante certo tempo a uma distância desse eixo.

Voltemos ao exemplo da vareta com um barbante amarrado na ponta e uma pedra na outra extremidade do barbante, descrito no Capítulo 2, cuja intenção era rodar a pedra em torno da ponta da vareta (Figura 16).

Com base no lado direito da equação apresentada anteriormente, pode-se gerar uma velocidade de rotação (ω) em torno do eixo (ponta da vareta), para vencer o momento de inércia da pedra, o qual depende da massa e da distância desta até o eixo. Quanto maior for essa distância ou quanto maior for a massa da pedra, maior deverá ser o impulso angular aplicado para gerar a rotação necessária. É importante lembrar que essa velocidade angular gerada será transformada em velocidade linear se a pedra se soltar do barbante. Considerando o arremesso do martelo, pode-se afirmar que, se tivermos uma grande quantidade de movimento angular no martelo, isso ajudará a gerar uma grande quantidade de movimento linear para o implemento na soltura (HALL, 2005).

Trata-se da mesma ideia utilizada quando se pede ao aluno que, no salto vertical, oscile os membros superiores para a frente com extensão completa na altura da articulação do cotovelo, pois, como o aumento da inércia mantém uma boa velocidade angular em torno do eixo ombro, existe um aumento na quantidade de movimento angular, que é transferida para o corpo e auxilia na quantidade de movimento linear do corpo do indivíduo na execução do salto. É importante acentuar que isso só será bem aproveitado se o momento final da oscilação coincidir com o instante da perda de contato com o solo (Figura 49).

No lado esquerdo da equação, temos o impulso angular, que pode ser aumentado de duas formas: por meio do aumento da distância



Figura 49 – Salto com impulso auxiliar dos braços.

perpendicular de aplicação da força até o eixo (bf) (aumentando a vareta) ou do aumento do tempo de aplicação dessa força, da mesma maneira já descrita para o impulso no movimento linear.

Quando descrevemos o torque, vimos como se altera o braço de força dos músculos para vencer o momento de inércia de um segmento para rodá-lo em torno de uma articulação. Agora é importante entender como essa alteração ocorre quando esse torque é externo.

Muitas vezes, a força peso, que normalmente seria uma carga a ser vencida, pode ser o torque de potência do movimento. Por exemplo, no movimento de rolamento para a frente, ao utilizarmos um plano inclinado, estamos aumentando o braço da força peso, que serve como motor primário do movimento, sendo a resistência a força exercida pela musculatura para manter o corpo em repouso. A mesma ideia aparece na inclinação para a frente do tronco na saída de agarre, na natação e no atletismo (Figura 50). Em todos os casos, a grande distância da força peso até o eixo de rotação (pé) faz com que o torque da força peso seja grande e o sistema rode no sentido horário, vencendo a inércia do corpo e ocasionando uma velocidade angular em torno



Figura 50 – A força peso como motor primário do movimento.

do eixo pé. Quanto maior for essa distância, maior será a possibilidade de a pessoa ter uma grande quantidade de movimento angular.

Nos casos em que o torque de potência é gerado pela reação do solo para vencer a força peso (como no caso dos saltos na ginástica e nos saltos ornamentais), procura-se aumentar também a distância dessa força até o eixo de rotação (CG), aumentando a inclinação do corpo como um todo no instante final da impulsão. Aumenta-se o torque para obter maior quantidade de movimento angular, de modo que o atleta possa realizar um maior número de rotações no ar.

EQUILÍBRIO

Segundo Hall (2005), equilíbrio é um estado que supõe a igualdade entre forças ou torques opostos, não existindo alteração da situação de repouso ou de movimento. É classificado como estático e dinâmico. Estático quando não existe movimento, e dinâmico quando ocorre o movimento com velocidades constantes (HAY; REID, 1985).

Em geral, procura-se lidar com as variáveis que interferem na estabilidade do corpo aumentando ou diminuindo a resistência à ruptura do equilíbrio. Nesse caso, equilíbrio é definido como a capacidade

de o indivíduo controlar a própria estabilidade, que, por sua vez, é definida mecanicamente como a resistência às acelerações lineares e angulares do corpo (HALL, 2005). Em termos mais simples, quanto maior for a resistência ao movimento, mais estável será o corpo.

Frequentemente, adotam-se os seguintes procedimentos: desestabiliza-se o corpo com o objetivo de encontrar equilíbrio ou amplia-se a estabilidade para impedir a perda do equilíbrio. Com base nisso, os parâmetros sobre a habilidade do equilíbrio a serem estudados devem ser aqueles que alteram a estabilidade com relação à velocidade linear – altura do centro de gravidade, tamanho da base de sustentação, massa e coeficiente de atrito –, assim como os que alteram a velocidade angular: torque e inércia (CORRÊA et al., 2012).

Quanto mais baixo for o centro de gravidade, mais estável será o corpo, porque maior a distância a ser percorrida pelo centro de gravidade para sair da base.

Um exemplo simples para explicar esses conceitos é o caminhar sobre uma corda disposta no solo. Nesse caso, a base de sustentação é reduzida. Para aumentar a estabilidade, o indivíduo se abaixa e utiliza os braços para compensar o desequilíbrio e retornar o quadril à linha de base, aplicando as recomendações para o movimento angular apresentadas no item “Terceira lei de Newton” do Capítulo 2.

Para aumentar ainda mais o equilíbrio, o indivíduo pode carregar uma grande vara na mão, como fazem os que andam na corda bamba. Qual é a vantagem desse procedimento? Como o torque (rotação) gera velocidade angular (ω) em um objeto de grande inércia (grande raio), o torque teria que ser muito grande para gerar um desequilíbrio. Naturalmente, se a massa do indivíduo fosse maior, ele também seria mais estável, pois seria mais difícil tirá-lo do seu estado de repouso ou de inércia.

Já o atrito é fundamental para a manutenção do equilíbrio até em situações simples como o caminhar, mas se torna primordial nos ca-



Figura 51 – Ajustes corporais para retornar ao equilíbrio ou mantê-lo.

sos em que a base é pequena, como um movimento de pirueta de uma bailarina.

A saída de atletismo é um caso em que se está em equilíbrio inicialmente com os torques e as forças iguais, na situação parada de expectativa da largada. Na partida, ocorre o desequilíbrio gerado pela retirada das mãos, pela ação do torque da força peso e pelo torque aplicado pelos pés. O desequilíbrio, nesse caso, ocorre porque há atrito. Para retornar ao equilíbrio dinâmico, o atleta pode utilizar os braços que equilibram o movimento do quadril.

Como se vê, a explicação do equilíbrio é uma combinação de todos os conceitos vistos neste livro, pois envolve a resistência de um corpo ao movimento, aspecto abordado desde o primeiro conceito. Tudo o que foi explicado até aqui se aplica às estratégias de como se ganha ou se perde a estabilidade.

Resumo do capítulo

A quantidade de movimento linear de um corpo, também denominada *momentum* linear, depende da velocidade e massa desse corpo, e é importante principalmente quando ocorre um choque entre dois corpos. Em qualquer choque, se possível, devem-se acrescentar a massa e a velocidade de outros segmentos, e principalmente a massa e a velocidade do centro de gravidade do indivíduo. Já o impulso depende da força e do tempo de aplicação dessa força. Sempre que desejamos imprimir uma grande velocidade a um objeto ou freá-lo, isto é, alterar sua quantidade de movimento, não podemos nos preocupar apenas com a força aplicada, mas também com o tempo de aplicação dessa força. O equivalente angular da força é o torque, que, por definição, é o efeito de rotação de uma força em torno de um eixo. O torque gerado não depende somente da força aplicada, mas também da distância perpendicular dessa força até o eixo. Os elementos são os mesmos de uma alavanca, em que se aplica uma força em torno de um eixo fixo para vencer uma resistência; entretanto, a rotação resultante depende das distâncias da força e da resistência até o eixo. Existem variações nessas distâncias durante um único movimento, fazendo com que, em algumas posições, o exercício seja mais fácil de ser realizado. Quando se relacionam quantidade de movimento e impulso no movimento angular, pode-se afirmar que há aumento do torque para obter maior quantidade de movimento angular, o que permitirá que o indivíduo realize um maior número de rotações no ar. Equilíbrio é definido como a capacidade de o indivíduo controlar a própria estabilidade, que, por sua vez, é definida mecanicamente como a resistência às acelerações lineares e angulares do corpo. Os parâmetros sobre a habilidade do equilíbrio a serem estudados devem ser aqueles que alteram a estabilidade com relação à velocidade linear – altura do centro de gravidade, tamanho da base de sustentação, massa e coeficiente de atrito –, assim como os que alteram a velocidade angular: torque e inércia.

Atividades propostas

1. No movimento inicialmente escolhido no Capítulo 1:
 - a) Explique como é alterada a quantidade de movimento linear pela aplicação do impulso. Dê exemplos de impulso positivo e negativo.
 - b) Determine três eixos diferentes e os elementos e o tipo de alavanca para o movimento. Verifique onde ocorre o maior braço de força e o maior braço de resistência.
 - c) Verifique como, além do torque muscular, existe a atuação do torque realizado pela força peso (do indivíduo ou de um implemento) ou pela força de reação (do solo ou de algum implemento), em alguma fase do movimento.
 - d) No movimento escolhido, quais são as estratégias utilizadas pelo indivíduo para romper ou manter o equilíbrio?
- 2) Defina e explique os três elementos de uma alavanca para: a) tesoura; b) o uso da chave de roda; c) realizar a flexão do quadril de uma das pernas na posição de pé; d) flexão toracolombar a partir da posição de decúbito dorsal com diferentes posições de braços, ao lado do corpo, cruzado na frente do tórax e acima da cabeça.
- 3) Escolha dois movimentos de musculação e detalhe os elementos da alavanca em pelo menos duas fases diferentes.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. (Ed.). *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

CAMPOS, M. A. *Biomecânica da musculação*. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.

CARR, G. *Biomecânica dos esportes*. Barueri: Manole, 1998.

CORRÊA, S. C. *Abordagem metodológica para determinação da energia mecânica: aplicação na biomecânica da locomoção humana*. 1996. Tese (Doutorado em Educação Física)–Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

_____. Biomecânica na graduação: resultados da aplicação prática dos princípios mínimos. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*, São Paulo, v. 6, n. 2, p. 171-177, 2007.

CORRÊA, S. C.; FREIRE, E. S. Biomecânica e educação física escolar: possibilidades de aproximação. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*, São Paulo, n. 3, p. 107-12, 2004.

CORRÊA, S. C. et al. A biomecânica aplicada à educação física escolar: ensino fundamental e médio. In: FREIRE, E. S.; CORRÊA, S. C. (Org.). *Graduação em educação física: possibilidades construídas em parceria*. Rio de Janeiro: Bookmakers, 2012. v. 1. Disponível em: <<http://www.mackenzie.br/livro.html>>. Acesso em: 20 dez. 2012.

CRISÓSTOMO, J. *Ensinando voleibol*. São Paulo: Phorte, 2005.

FREIRE, E. S.; CORRÊA, S. C. (Org.). *Graduação em educação física: possibilidades construídas em parceria*. Rio de Janeiro: Bookmakers, 2012. v. 1. Disponível em: <<http://www.mackenzie.br/livro.html>>. Acesso em: 20 dez. 2012.

HALL, S. *Biomecânica básica*. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. Barueri: Manole, 1999.

HAY, J. G. *Biomecânica das técnicas desportivas*. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

HAY, J. G.; REID, J. G. *As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1985.

KNUDSON, D. Qualitative biomechanical principles for application in coaching. *Sports Biomechanics*, v. 6, n. 1, p. 109-118, 2007.

KNUDSON, D.; MORRISON, G. *Análise qualitativa do movimento humano*. Barueri: Manole, 2001

KONRAD, P. *The Abc EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*. Boston: Noraxon, 2005.

MARCHETTI, P.; DUARTE M. *Instrumentação em eletromiografia*. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 2006.

SILVEIRA, E. A ciência comprova: Pelé era gênio. *O Estado de S. Paulo*, São Paulo, 18 ago. 2002. Esporte.

SIMÕES, P. *A análise das variáveis biomecânicas intervenientes no aprendizado da rondada em ginástica olímpica*. 2006. Monografia (Graduação em Educação Física)– Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2006.

UCHIDA, M. C. et al. *Manual de musculação: uma abordagem teórico-prática ao treinamento de força*. São Paulo: Phorte, 2003.

WINTER, D. A. *The biomechanics and motor control of human gait*. Waterloo: University of Waterloo Press, 1987.

ZATSIORSKY, V. Biomechanical characteristics of the human body. In: BAUMANN, W. (Ed.). *Biomechanik und Sportliche Leistung*. Köln: Verlag Karl Hoffmann, 1983.

BIBLIOGRAFIA COMENTADA

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. (Ed.). *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

Esse livro apresenta uma ampla abordagem da biodinâmica no contexto científico aplicado, tratando de aspectos relativos ao movimento humano e às suas interfaces, com questões que vão desde o controle metodológico para a quantificação de parâmetros objetivos até a interpretação de variáveis comportamentais e as suas consequências sobre a saúde.

CAMPOS, M. A. *Biomecânica da musculação*. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.

O propósito desse livro é ajudar os profissionais que trabalham com exercícios resistidos a utilizar o conhecimento biomecânico aplicado à musculação em alguns dos exercícios mais executados pelos praticantes de exercícios resistidos. Entre os conceitos biomecânicos mais utilizados, estão os de eixo de movimento, braço de força e braço de resistência.

CARR, G. *Biomecânica dos esportes*. Barueri: Manole, 1998.

Os livros de biomecânica costumam apresentar muitas fórmulas, o que, para alguns alunos, dificulta muito a compreensão do texto. O autor desse livro traz os conceitos da biomecânica sem apresentar nenhuma fórmula, utilizando uma gama muito grande de exemplos advindos da prática esportiva. É um livro de fácil leitura, realizado com a intenção de alcançar um público mais vinculado à área prática, que sente a necessidade da biomecânica, mas não sabe exatamente o que é.

FREIRE, E. S.; CORRÊA, S. C. (Org.). *Graduação em educação física: possibilidades construídas em parceria*. Rio de Janeiro: Bookmakers, 2012. v. 1. Disponível em: <<http://www.mackenzie.br/livro.html>>. Acesso em: 20 dez. 2012.

Dividido em dez capítulos, esse livro que reúne os trabalhos de pesquisa de 29 professores – docentes e ex-docentes da Universidade Presbiteriana Mackenzie – aborda experiências características do curso, em que o trabalho integrado entre os professores gerou parcerias na construção do conhecimento. Apresentar alguns dos trabalhos construídos em parceria é o objetivo desse livro, organizado em duas partes. A primeira parte apresenta ensaios e textos sobre temas escolhidos pelos professores. Na segunda parte do livro estão reunidos textos que apresentam relatos de experiências ou propostas pedagógicas aplicadas e avaliadas pelos seus autores.

HALL, S. *Biomecânica básica*. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

Nesse livro, Hall trata de duas variações da biomecânica: interna e externa. A parte inicial é dedicada à explicação da terminologia básica e da biomecânica dos ossos, das articulações, dos músculos e dos segmentos. A segunda parte aborda as cinemáticas lineares e angulares, as cinéticas angulares e lineares, e os conceitos de equilíbrio e de mecânica dos fluidos. É um livro que combina a explicação teórica dos conceitos com várias aplicações desses conceitos no esporte.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. Barueri: Manole, 1999.

Esse livro também traz as duas abordagens da biomecânica: interna e externa. Inicialmente faz considerações esqueléticas, musculares e neurológicas sobre o movimento, depois descreve a anatomia funcional, para então apresentar a cinemática e cinética lineares e angulares, com a aplicação na análise mecânica. É um texto que integra conhecimentos básicos de anatomia, física, cálculo e fisiologia para o estudo do movimento humano.

GLOSSÁRIO

Atrito: força que surge quando um corpo se move ou tende a se mover sobre a superfície de outro ($F_a = \mu.N$).

Biomecânica: estuda os movimentos (cinemática) e o que os gera (força cinética) a partir dos parâmetros da mecânica.

Cinemetria: uso da filmagem na análise de movimento.

Dinamometria: medida do valor da força externa no contato.

Eletromiografia: estudo da função muscular por meio do registro do sinal elétrico do músculo.

Equilíbrio: estado que supõe a igualdade entre forças ou torques opostos, não existindo alteração da situação de repouso ou de movimento.

Força: produto da massa pela aceleração ($F = ma$).

Impulso: produto da força e seu tempo de aplicação ($F.t$).

Inércia: propriedade de um corpo permanecer em seu estado de repouso ou de movimento, a menos que seja aplicada uma força sobre ele.

Momento de inércia: propriedade inercial de um corpo em rotação, depende da massa e do raio de rotação ($I = mr^2$).

Peso: ação da aceleração da gravidade sobre a massa do indivíduo.

Quantidade de movimento: produto da velocidade e da massa do corpo ($m.v$).

Raio de rotação (r): distância de um ponto de interesse de um corpo que roda até o eixo de rotação.

Relação quantidade de movimento e impulso: o impulso de uma força é igual à alteração na quantidade de movimento que ela produz.

Torque: efeito de rotação de uma força em torno de um eixo.

Velocidade angular (ω): distância angular percorrida pelo tempo gasto para percorrê-la (θ/t).

Velocidade linear (v): espaço percorrido pelo tempo gasto para percorrê-lo (e/t).

ÍNDICE

- Alavanca de primeira classe 82, 83
Alavanca de segunda classe 83, 84
Alavanca de terceira classe 85
Atrito 42, 60, 61, 62, 63, 64, 66, 67,
70, 97, 98, 99, 107
- Biomecânica 9, 10, 11, 12, 13, 16,
20, 21, 26, 27, 32, 37, 38, 41,
101, 102, 103, 105, 106, 107,
Braço de força 80, 85, 89, 90, 91,
92, 95, 100, 105
Braço de resistência 80, 85, 86, 87,
88, 89, 91, 100, 105,
- Centro de gravidade 24, 25, 26, 29,
31, 49, 52, 72, 92, 97, 99
Cinemetria 21, 37, 107
- Dinamometria 21, 23, 37, 107
- Eletromiografia 21, 26, 37, 39, 102,
107
Equilíbrio 11, 41, 42, 59, 60, 96, 97,
98, 99, 100, 106, 107
- Força 12, 13, 16, 18, 19, 23, 24, 32,
37, 39, 41, 42, 43, 44, 45, 47,
48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55,
56, 57, 58, 60, 61, 62, 63, 64,
65, 66, 67, 69, 70, 74, 75, 76,
77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84,
85, 86, 89, 90, 91, 92, 93, 94,
95, 96, 98, 99, 100, 101, 103,
105, 107, 108
- Impulso 18, 42, 71, 72, 74, 75, 76,
77, 78, 79, 93, 94, 95, 99, 100,
107, 108
Impulso angular 18, 93, 94
Inércia 18, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 60,
65, 66, 93, 94, 95, 97, 99, 107
- Massa 17, 18, 19, 24, 25, 26, 42, 43,
44, 45, 46, 47, 50, 52, 58, 61,
63, 65, 66, 69, 70, 72, 73, 93,
94, 97, 99, 107, 108
Momento de inércia 43, 45, 46, 65,
93, 94, 95, 107,
Movimento angular 18, 27, 29, 30,
43, 59, 60, 65, 66, 93, 94, 96,
97, 99
Movimento linear 18, 27, 30, 32, 33,
37, 42, 47, 57, 59, 65, 67, 69,
74, 75, 80, 93, 94, 95, 99, 100

- Peso 14, 15, 17, 19, 24, 37, 41, 43, 50, 52, 53, 54, 55, 61, 80, 81, 83, 86, 87, 89, 92, 95, 96, 98, 100, 107
- Plano frontal 29, 30, 31
- Plano sagital 27, 30, 31, 45
- Plano transversal 30, 31, 45
- Primeira lei de Newton 42, 65
- Quantidade de movimento 18, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 93, 94, 96, 99, 100, 108
- Quantidade de movimento angular 18, 93, 94, 96, 99
- Raio de rotação 44, 47, 66, 107, 108
- Relação quantidade de movimento e impulso 75, 78, 93, 108
- Segunda lei de Newton 47, 57, 58, 63, 66, 75
- Sustentação 97, 99
- Terceira lei de Newton 57, 66, 97
- Torque 18, 42, 80, 85, 86, 87, 88, 89, 92, 93, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 107, 108
- Torque de potência 86, 87, 92, 95, 96
- Torque de resistência 86, 88, 89
- Velocidade angular 33, 34, 35, 36, 38, 46, 47, 66, 93, 94, 95, 97, 99, 108
- Velocidade linear 33, 34, 35, 36, 37, 38, 46, 47, 63, 72, 94, 97, 99, 108
- Vetor 47, 48, 49, 50, 51, 63, 64, 81

CONEXÃO INICIAL

Escritos em linguagem compatível com o nível do estudante universitário, os livros da Conexão Inicial têm conteúdos associados a disciplinas do Ensino Superior, com aplicação direta ou indireta em sala de aula.

Integram a coleção:

- | | |
|--|---|
| 1 Introdução à pragmática
A linguagem e seu uso
Ronaldo de Oliveira Batista | 5 Conquiste sua emancipação econômica
Contribuições da Psicologia para a tomada de decisões
Daniel Branchini |
| 2 Línguas estrangeiras
O ensino em um contexto cultural
Vera Lucia Harabagi Hanna | 6 Programas de tratamento de imagens
Introdução à editoração eletrônica
Fred Izumi Utsunomiya |
| 3 Dispositivos lógicos programáveis
Implementação de sistemas digitais em FPGAS
Edson Lemos Horta | 7 Transmissão de energia elétrica
Teoria e prática em linhas aéreas
Cleber Roberto Guirelli
Ivanilda Matile |
| 4 Demonstrativos financeiros
Análises para gestores de empresas
Herbert Kimura | 8 Criação publicitária
Conceitos, ideias e campanhas
Paula Renata Camargo de Jesus |

Este livro foi composto em Swiss e Titillium Text e impresso em papel off-set 90 g/m² e Cartão Supremo 250 g/m² em julho de 2014.