

Biomecânica do Movimento

Mateus Dias Antunes

INFORMAÇÕES SOBRE O AUTOR

Mateus Dias Antunes

- Mestre em Promoção da Saúde - UniCesumar-PR
- Especialista em Exercício Físico e Reabilitação do Idoso - UniFamma-PR
- Graduado em Fisioterapia - UniCesumar-PR

Sobre o Autor

Possui Graduação em Fisioterapia, pelo Centro Universitário de Maringá – UniCesumar (2015). É Pós-Graduado em Exercício Físico e Reabilitação do Idoso, pela Faculdade Metropolitana de Maringá – FAMMA (2017) e Mestre em Promoção da Saúde, pelo Centro Universitário de Maringá – UniCesumar (bolsista da CAPES) (2017). Atua como Revisor de 39 periódicos científicos internacionais e nacionais. Professor de curso técnico, graduação e pós-graduação da Faculdade Unyleya (2017-atual). Pesquisador do Grupo de Estudo: Fisioterapia Clínica: estudo da função e disfunção da Universidade de São Paulo (USP) (2018) e do Grupo de Pesquisa Atividade Física e Envelhecimento do Centro Universitário de Maringá (UNICESUMAR) (2012-atual). Tem experiência na área de Saúde Coletiva, com ênfase em Promoção da Saúde, atuando, principalmente, nas seguintes áreas: idoso; práticas corporais e atividade física; espaços e práticas que promovem a saúde de indivíduos, grupos e famílias; saúde e meio ambiente.

INTRODUÇÃO DO LIVRO

Todas as formas de vida na terra, incluindo os humanos, são constantemente submetidas à força universal da gravitação e, portanto, às forças internas e circundantes do corpo. Por meio do estudo da interação dessas forças e seus efeitos, a forma, a função e o movimento de nossos corpos podem ser examinados e o conhecimento resultante aplicado para promover a qualidade de vida.

Sob a gravidade e outras cargas, e controlado pelo sistema nervoso, o movimento humano é alcançado mediante uma interação mecânica complexa e altamente coordenada entre ossos, músculos, ligamentos e articulações dentro do sistema musculoesquelético.

Qualquer lesão ou lesão em qualquer um dos elementos individuais do sistema musculoesquelético mudará a interação mecânica e causará degradação, instabilidade ou incapacidade de movimento.

Por outro lado, a modificação, a manipulação e o controle adequados do ambiente mecânico podem ajudar a prevenir lesões, corrigir anormalidades e acelerar a cura e a reabilitação. Portanto, entender a biomecânica e o carregamento de cada elemento durante o movimento usando a análise de movimento é útil para estudar a etiologia da doença, tomar decisões sobre o tratamento e avaliar os seus efeitos.

Nesta disciplina, a história e metodologia da biomecânica do movimento humano, e os métodos teóricos e experimentais desenvolvidos para o estudo do movimento humano, são revisados. A disciplina apresenta conceitos biomecânicos básicos do movimento humano, proporcionando a você, caro(a) aluno(a), a compreensão da biomecânica do tecido ósseo, muscular e articular, e das forças que são geradas assim como seus efeitos sobre o corpo. Além disso, você vai poder conhecer os métodos de medição e das variáveis envolvidas e suas dependências práticas e teóricas para a análise biomecânica do movimento humano básico.

Na primeira unidade, vamos conhecer os conceitos gerais da biomecânica e os tecidos ósseos e muscular, vamos ver um pouco sobre a introdução à biomecânica, os conceitos e os principais princípios. Na segunda unidade, o foco será a biomecânica das articulações e os movimentos corporais com o foco nos principais tipos de movimento do corpo humano.

A cinemática linear e angular nas ciências do movimento será abordada na terceira unidade desta disciplina, junto a isso, vamos conhecer um pouco mais sobre a análise cinemática do movimento humano. Na última unidade, vamos aprender sobre as bases mecânicas e a cinética

do movimento, na qual você, aluno(a), irá conhecer as principais terminologias e conceitos de mecânica simples e também a análise cinética do movimento humano.

Exemplos de análise de movimento de vários gestores esportivos serão exemplificados em todas as unidades, além do uso de estudos de análise de movimento humano baseados em biomecânica para tratar de questões clínicas. Desejo que você tenha uma excelente experiência acadêmica.

Bons estudos!

UNIDADE I

**Conceitos gerais da biomecânica e os tecidos
ósseos e muscular**

Mateus Dias Antunes

Introdução

Então, vamos lá, hora de começar! Neste primeiro momento, iremos explorar os conceitos gerais da biomecânica. A biomecânica é a ciência do movimento de um corpo vivo, incluindo os músculos, ossos, tendões e ligamentos que trabalham juntos para produzir movimento. A biomecânica faz parte do campo maior da cinesiologia, focalizando especificamente a mecânica do movimento. É uma ciência básica e aplicada, abrangendo pesquisa e uso prático de suas descobertas.

A biomecânica inclui não apenas a estrutura dos ossos e músculos e o movimento que eles podem produzir, mas também a mecânica da circulação sanguínea, função renal e outras funções do corpo. A biomecânica representa a ampla interação entre mecânica e sistemas biológicos. Vamos embarcar nessa história e conhecer a relação da biomecânica com os tecidos ósseo e muscular. Bons estudos!



Fonte: Kheng Ho Toh / 123RF

POR QUE ESTUDAR BIOMECÂNICA?

Cientistas de muitas áreas diferentes (por exemplo, Cinesiologia, Engenharia, Física, Biologia e Zoologia) estão interessados em Biomecânica. Por que os estudiosos de tantas origens acadêmicas diferentes estão interessados no movimento? A biomecânica é interessante porque muitas pessoas se maravilham com a capacidade e beleza do movimento. Alguns estudiosos têm interesses puramente teóricos ou acadêmicos em descobrir as leis e princípios que governam o movimento. Dentro da cinesiologia, muitos biomecânicos estão interessados na aplicação da biomecânica ao esporte e ao exercício. As aplicações da biomecânica do movimento humano podem ser classificadas em duas áreas principais: a melhoria do desempenho e a redução de alterações. Vamos conhecê-los?

Melhorando a performance

O desempenho do movimento humano pode ser aprimorado de várias maneiras. O movimento efetivo envolve fatores anatômicos, habilidades neuromusculares, capacidades fisiológicas e habilidades psicológicas e cognitivas. A maioria dos profissionais de cinesiologia prescreve mudanças de técnica e fornece instruções que permitem que uma pessoa melhore o desempenho. A biomecânica é mais útil para melhorar o desempenho em esportes ou atividades onde a técnica é o fator dominante, em vez de estrutura física ou capacidade fisiológica (KNUDSON, 2007).

Como a biomecânica é essencialmente a ciência da técnica do movimento, ela é o principal contribuinte para uma das habilidades mais importantes dos profissionais de cinesiologia: a análise qualitativa do movimento humano. Imagine que um treinador esteja trabalhando com uma ginasta que está tendo problemas com um salto. O técnico observa várias tentativas e julga que o ângulo de decolagem e do arco do corpo são mal executados. A experiência do treinador diz a ele que este atleta é forte o suficiente para executar essa habilidade, mas eles devem decidir se a ginasta deve se concentrar no ângulo de decolagem. O treinador usa seu conhecimento de biomecânica para ajudar na análise qualitativa dessa situação. Como o treinador sabe que um arco melhor afeta a força

que a ginasta cria contra o tatame e afeta o ângulo de decolagem do ginasta, ele decide ajudar a ginasta a trabalhar em seu “arco” após o término da pesquisa de biomecânica sobre técnicas esportivas atrasar as mudanças que ocorrem naturalmente nos esportes.

Atletas e treinadores experimentam novas técnicas o tempo todo. Os estudantes de biomecânica podem se surpreender ao descobrir que muitas vezes há estudos biomecânicos limitados sobre muitas técnicas em muitos esportes populares. O grande número de técnicas, suas variações e suas altas taxas de mudança e inovação tendem a ultrapassar os recursos de pesquisa em biomecânica. A pesquisa de biomecânica esportiva também fica atrás dos treinadores e atletas porque a pesquisa científica leva um tempo considerável para conduzir e reportar, e há uma falta de financiamento para essa importante pesquisa. Há menos financiamento para estudos biomecânicos que visam melhorar o desempenho em comparação com estudos focados na prevenção e tratamento de lesões. Os estudantes que buscam pesquisas biomecânicas na melhoria da técnica esportiva, muitas vezes, terão menos fontes do que os estudantes pesquisando a biomecânica, no entanto, nos últimos cinco anos, esta realidade tem mostrado uma mudança, muitas pessoas estão começando a notar a importância deste estudo e realizando novas pesquisas (WINTER, 2009).

Embora a técnica seja sempre relevante no movimento humano, em algumas atividades os fatores psicológicos, anatômicos ou fisiológicos estão mais fortemente relacionados ao sucesso. Correr é um bom exemplo desse tipo de movimento. Há uma quantidade considerável de pesquisas sobre a biomecânica da corrida para que os treinadores possam ajustar a técnica de um corredor para corresponder ao perfil dos corredores de elite. Embora esses ajustes técnicos façam pequenas melhorias no desempenho, a maior parte do desempenho da corrida está relacionada às habilidades fisiológicas e seu treinamento. Estudos que fornecem mudanças técnicas na corrida com base em medições biomecânicas encontraram efeitos mínimos na economia de corrida. Isso sugere que os treinadores de pistas podem usar a biomecânica para refinar a técnica de corrida, mas devem esperar apenas pequenas mudanças no desempenho dessas modificações (KNUDSON, 2007).

FIQUE POR DENTRO

A biomecânica é um método que estuda a maneira como o homem se adapta às leis da mecânica quando realiza movimentos voluntários. Para saber mais, leia um texto que buscou discutir a importância da biomecânica na educação física, acessando o *link*: <<http://www.efdeportes.com/efd113/a-biomecanica-e-a-educacao-fisica.htm>>. Acesso em: 06 jul. 2019.

O desempenho humano também pode ser aprimorado por melhorias no *design* do equipamento. Muitas dessas melhorias estão relacionadas a novos materiais e projetos de engenharia. Quando essas mudanças são integradas com informações sobre o desempenho humano, podemos dizer que as melhorias nos equipamentos foram baseadas na biomecânica. Os engenheiros interessados em equipamentos esportivos geralmente pertencem à alguma associação de engenharia esportiva e publicam pesquisas que não são acessíveis para todos. Pesquisas sobre todos os tipos de equipamentos são realizadas em laboratórios de biomecânica na maioria dos principais fabricantes de artigos esportivos. Infelizmente, muitos dos resultados desses estudos são segredos comerciais bem guardados, e é difícil para o leigo determinar se as alegações de “melhorias” no *design* de equipamentos são inovações biomecânicas reais ou apenas *marketing* criativo.

Há muitos exemplos de como a aplicação da biomecânica na mudança de projetos de equipamentos melhorou o desempenho esportivo. Quando os projetos aprimorados de dardo no início dos anos 80 resultaram em arremessos mais longos que colocaram em risco outros atletas e espectadores, redesenhos na distribuição de peso do dardo e as novas regras encurtaram os lançamentos para distâncias mais seguras. Pesquisadores em biomecânica foram alguns dos primeiros a solicitar raquetes de tênis menores que se aproximavam mais da força muscular de jogadores jovens (HUBBARD; ALWAYS, 1987).

Embora a quebra dos recordes mundiais com o uso de novos equipamentos seja estimulante, nem todas as mudanças nos equipamentos são bem-vindas de braços abertos pelos órgãos governamentais do esporte. Algumas mudanças de equipamentos são tão drásticas que mudam a própria natureza do jogo e são rapidamente banidas pelo comitê

de regras do esporte. Um biomecânico desenvolveu uma maneira de medir a rigidez dos objetivos do basquete, na esperança de melhorar a consistência de sua resposta, mas encontrou uma resistência considerável do pessoal de basquete que gostava de suas vantagens únicas no campo. Outro biomecânico desenvolveu recentemente um novo *patim* de velocidade “*klap*” que aumentou o tempo e a amplitude de movimento de cada impulso do gelo, melhorando drasticamente os tempos e quebrando recordes mundiais (KONING et al., 2000). Isso deu bastante vantagem ao país onde estes *patins* foram desenvolvidos, e houve controvérsia sobre a quantidade de tempo que outros *skatistas* puderam praticar com os novos *patins* antes da competição. Essas melhorias dramáticas em equipamentos em muitos esportes têm algumas pessoas preocupadas que ganhar medalhas olímpicas pode estar mais nas mãos dos engenheiros do que atletas (BJERKLIE, 1993).

Outra maneira pela qual a pesquisa em biomecânica melhora o desempenho é o avanço nos programas de exercícios e condicionamento. Estudos biomecânicos de movimentos de exercício e dispositivos de treinamento servem para determinar o treinamento mais eficaz para melhorar o desempenho. A pesquisa biomecânica em exercícios é frequentemente comparada à pesquisa sobre o esporte ou atividade que é o foco do treinamento. Profissionais que prescrevem exercícios de força e condicionamento podem aplicar melhor o princípio da especificidade quando a pesquisa biomecânica é usada no desenvolvimento de programas de exercícios. Exercícios controlados por computador e máquinas de teste são outro exemplo de como a biomecânica contribui para a força e o condicionamento (KNUDSON, 2007).

Prevenção e cuidados

A segurança do movimento, ou prevenção/cuidado de lesões, é outra área principal em que a biomecânica pode ser aplicada. Profissionais de medicina esportiva tradicionalmente estudam dados de lesões para tentar determinar as causas potenciais de doenças ou lesões. A pesquisa biomecânica é um poderoso aliado na busca da medicina esportiva para prevenir e tratar lesões. Estudos biomecânicos ajudam a prevenir lesões, fornecendo informações sobre as propriedades mecânicas dos tecidos, cargas mecânicas

durante o movimento e terapias preventivas ou de reabilitação. Além disso, estudos biomecânicos fornecem dados importantes para confirmar possíveis mecanismos de agravos hipotetizados por médicos de medicina esportiva e estudos epidemiológicos.

O esporte moderno trouxe maior participação das mulheres em modalidades esportivas amadoras e de rendimento e, em consequência desse aumento, as mulheres ficaram mais suscetíveis a lesões. O aumento da participação de mulheres nos esportes deixou claro que as mulheres apresentam um risco maior de lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) do que os homens, devido a vários fatores biomecânicos (BODEN; GRIFFIN; GARRETT, 2000). Estudos continuados de biomecânica e medicina esportiva podem ajudar a desvendar o mistério desse alto risco e desenvolver estratégias de prevenção.

Engenheiros e terapeutas ocupacionais usam biomecânica para projetar tarefas de trabalho e equipamentos de assistência para evitar lesões por uso excessivo relacionadas a trabalhos específicos. A combinação da biomecânica com outras ciências do esporte auxiliou no projeto de calçados para esportes específicos, especialmente tênis para corrida (CORDEIRO et al., 2018). Desde a década de 1980, o *design* e a engenharia da maioria dos calçados esportivos incluem pesquisas em laboratórios de biomecânica de empresas. O estudo biomecânico dos acidentes automobilísticos resultou em medidas da gravidade das lesões na cabeça, que foram aplicadas em testes biomecânicos, e no projeto de muitos tipos de capacetes para evitar lesões na cabeça. Quando os acidentes resultam em amputações, próteses ou membros artificiais podem ser projetados para combinar com as propriedades mecânicas do membro ausente (KLUTE, KALLFELZ; CZERNIECKI, 2001). A prevenção de lesões agudas também é outra área de pesquisa biomecânica. A biomecânica *forense* envolve a reconstrução das causas prováveis de lesões resultantes de medições de acidentes e depoimentos de testemunhas (KNUDSON, 2007).

Além de melhorar o desempenho, a biomecânica ajuda o profissional de educação física e/ou demais profissionais da saúde a prescrever exercícios de reabilitação, dispositivos auxiliares ou órteses. Órteses são objetos/suportes que corrigem deformidades ou posicionamento conjunto, enquanto os dispositivos assistivos são ferramentas grandes para ajudar o paciente a funcionar, como bengalas ou andadores. A análise qualitativa da marcha também ajuda o terapeuta a decidir se a força muscular e o controle suficientes

foram recuperados para permitir uma caminhada segura ou esteticamente normal. Um treinador esportivo pode observar o padrão de caminhada em busca de sinais de dor e/ou amplitude de movimento limitada em um atleta submetido a condicionamento de longo prazo para um retorno futuro ao campo. Um técnico de atletismo pode usar uma análise qualitativa similar das atividades de aquecimento do mesmo atleta várias semanas depois para julgar sua preparação para a prática ou competição. Muitos biomecânicos trabalham em hospitais, fornecendo avaliações quantitativas da função da marcha para documentar a eficácia da terapia (AMADIO; SERRÃO, 2011).

Aumentos dramáticos na memória e no poder do computador abriram novas áreas de aplicação para a biomecânica. Muitas dessas áreas estão relacionadas ao cuidado e prevenção de lesões humanas. Estudos biomecânicos são capazes de avaliar estratégias de prevenção de quedas e fraturas em idosos (CRUZ; OLIVEIRA; MELO, 2010). Modelos computadorizados biomecânicos podem ser usados para simular o efeito de várias cirurgias ortopédicas ou para educar com animação por computador. Alguns biomecânicos desenvolveram *softwares* usados para adaptar dados cinemáticos do movimento humano, de modo que as animações de jogos de computador tenham a aparência de um movimento verdadeiramente humano, mas com a velocidade sobre-humana que torna os jogos empolgantes. Algumas pessoas usam biomecânica para realizar exames forenses. Essa reconstrução de eventos, a partir de medições físicas no local, é combinada com evidências médicas e outras para determinar a causa provável de muitos tipos de acidentes (DURÃO; LUCAS, 2015).

ATIVIDADE

- 1) Os métodos de ensino e treinamento da biomecânica mostram que determinadas técnicas são mais apropriadas do que outras na análise do movimento humano. A partir disso, assinale a alternativa correta.
 - a) O desempenho humano não é possível de ser melhorado quando ajusta algum equipamento.
 - b) O desempenho humano também pode ser aprimorado por melhorias no *design* do equipamento.

- c) O desempenho humano não é estudado na biomecânica.
- d) Não é indicado alterar equipamentos esportivos a partir do estudo da biomecânica.
- e) A biomecânica só estuda os ossos, músculos e articulações e não analisa outras variáveis que interferem no movimento.

INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA

Neste tópico, veremos alguns movimentos fundamentais para a biomecânica como a caminhada, a corrida, as ações de saltar e jogar e os arremessos.

Alguns movimentos fundamentais para a biomecânica

Ao analisar qualquer movimento humano, temos que fazer alguma pergunta a si mesmo: "Quais são as restrições a esse movimento?". As restrições podem estar relacionadas à tarefa esportiva, ao ambiente ou ao organismo. Essa abordagem "baseada em restrições" serve como uma base muito forte a partir da qual vamos conhecer um pouco mais sobre estes aspectos a seguir, pelo qual observamos padrões de movimentos específicos.

Um primeiro passo na análise de uma habilidade motora complexa é frequentemente estabelecer as fases nas quais o movimento pode ser dividido para análise. Por exemplo, a divisão de um movimento de arremesso em fases separadas, mas ligadas, é útil devido à enorme complexidade de muitas técnicas de arremesso. As fases do movimento devem ser selecionadas de modo que tenham um papel biomecanicamente distinto no movimento geral, o qual é diferente daquele das fases precedentes e sucessivas. Cada fase tem uma função biomecânica claramente definida e limites de fase facilmente identificados, frequentemente chamados de eventos-chave. Embora a análise de fases possa ajudar na compreensão dos padrões de movimento, a característica essencial de todos os movimentos esportivos é sua integridade; isso deve ser sempre levado em conta ao empreender qualquer análise de fase de um padrão de movimento.

Caminhada

Caminhar é uma atividade cíclica na qual uma passada segue outra em um padrão contínuo. Nós definimos um passo de caminhada como sendo desde o toque de um pé até o próximo toque do mesmo pé, ou de ponta a ponta até a ponta do pé. Na caminhada, há uma fase de suporte único, quando um pé está no chão e uma fase de suporte duplo, quando ambos estão. A duração da fase de apoio único é cerca de quatro vezes a duração da fase de apoio duplo (KNUDSON, 2007). Alternativamente, podemos considerar cada perna separadamente. Cada perna tem então uma fase de apoio e apoio, com funções semelhantes às da corrida (Figura 1.1).

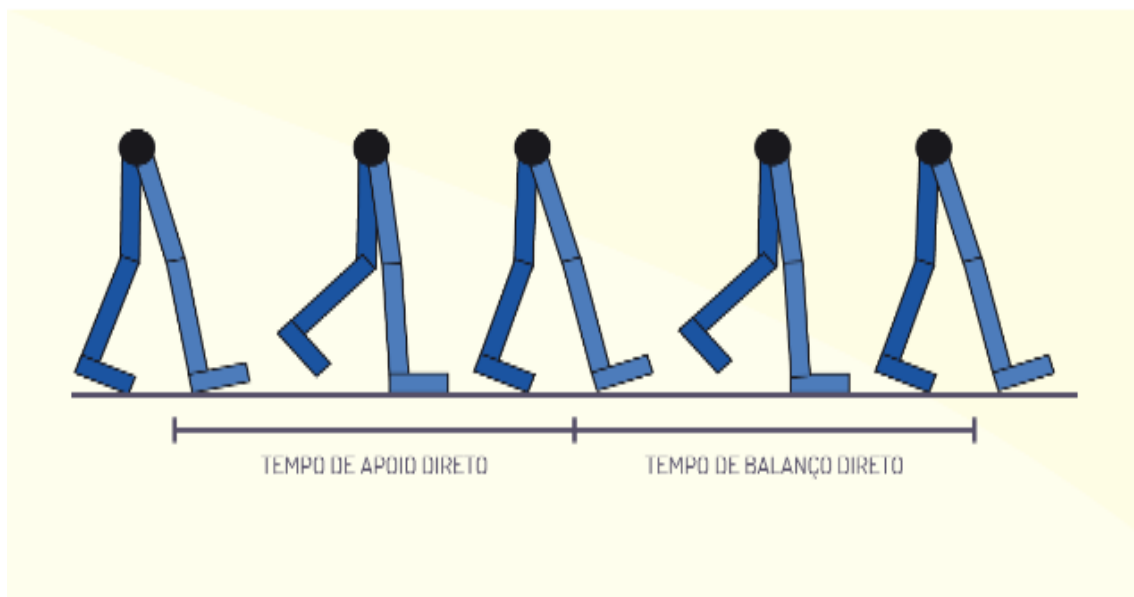


Figura 1.1 - Ciclo da marcha

Fonte: Rlawson9 / Wikimedia Commons.

Na caminhada normal à velocidade preferida de uma pessoa, a fase de apoio para uma perna ocupa cerca de 60% de todo o ciclo e a fase de balanço é de cerca de 40%. Na caminhada normal, as durações médias de postura e balanço serão muito semelhantes para os lados esquerdo e direito. Na marcha patológica, pode haver uma diferença pronunciada entre os dois lados, levando a padrões arrítmicos de marcha.

Na análise da marcha, você deve observar, em geral, os seguintes padrões de flexão e extensão do quadril, joelho e tornozelo. O quadril flexiona durante a fase de balanço e começa a se estender imediatamente antes do toque; a extensão continua até que o calcanhar se levante um pouco antes do toque do pé. O quadril então começa a flexionar para a próxima fase de balanço, aproximadamente quando o outro pé toca. O joelho é normalmente ligeiramente flexionado no toque e esta flexão contínua, embora não necessariamente em marcha lenta. Algumas, mas não muito, extensão se segue antes que o joelho comece a se flexionar abruptamente imediatamente após o salto do calcanhar; essa flexão continua até o meio do caminho, quando o joelho se estende novamente, antes de flexionar um pouco antes do toque. O tornozelo está aproximadamente na posição neutra no toque. O tornozelo, em seguida, flexiona plantar até que todo o pé esteja no chão, quando a dorsiflexão começa; isso continua até a outra perna tocar. A flexão plantar segue-se quase até o calcanhar, logo antes da qual o tornozelo faz a dorsiflexão rapidamente para permitir que o pé limpe o solo à medida que ele se move para frente. É importante salientar que essa sequência de movimentos varia um pouco de pessoa para pessoa, com os sapatos usados, a superfície inclinação, a velocidade de caminhada, e outros fatores. O padrão de movimento para uma criança andando é muito diferente do de um adulto (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996; GUIMARÃES et al., 2017; ANTUNES et al., 2018).

Corrida

Correr, como caminhar, é uma atividade cíclica; uma passada contínua segue outra em um padrão contínuo. Definimos uma passada em corrida como sendo de um toque de um pé para o próximo toque do mesmo pé ou do dedo do pé para o próximo toque do pé. Ao contrário da caminhada, a corrida basicamente pode ser dividida em uma fase de apoio, quando um pé está no chão e uma fase de recuperação, na qual ambos os pés estão fora do chão. O corredor só pode aplicar força no solo para propulsão durante a fase de apoio, que define a principal função biomecânica da fase e fornece os principais eventos que indicam o início da fase, aterrissagem (ou impacto no pé) e seu final, dedão do pé. A fase de apoio começa na ponta dos pés e termina no toque. Nesta fase, vamos considerar a sua função

de preparar a perna para o próximo toque de um pé. Em funcionamento lento, a fase de recuperação será muito curta e, em seguida, aumentará com a velocidade de corrida.

Os seguintes padrões de flexão e extensão do quadril, joelho e tornozelo são identificados na corrida. O quadril continua a se estender no início da fase de balanço, aproximadamente até a máxima flexão do joelho, após o que ele flexiona e começa a se estender imediatamente antes do toque; a extensão contínua. O joelho é normalmente ligeiramente flexionado no toque e esta flexão contínua, dependendo da velocidade de corrida, para absorver o choque, até que o quadril esteja aproximadamente sobre o tornozelo. A extensão do joelho prossegue até o início do movimento, logo após o qual o joelho se flexiona à medida que o quadril continua a se estender. O joelho começa a se estender enquanto o quadril está flexionado e continua a se estender quase até o toque, logo antes do joelho flexionar levemente. Os movimentos do tornozelo variam dependendo se o corredor aterrissa no antepé ou no pé traseiro. O tornozelo está aproximadamente na posição neutra no toque (KNUDSON, 2007).

Para um corredor de pé traseiro, em particular, o tornozelo flexiona levemente até que todo o pé esteja no chão; a dorsiflexão ocorre então até o meio da postura. O tornozelo flexiona do meio da postura até o calcanhar, à medida que toda a perna de apoio se alonga. O tornozelo, em seguida, realiza dorsiflexão para uma posição neutra na fase de balanço e flexão plantar um pouco antes do toque. Essa sequência de movimentos varia um pouco de pessoa para pessoa, com os sapatos usados, com velocidade de corrida e entre tipos de corrida em esteira. O padrão de movimento de uma criança correndo é muito diferente do de um adulto (YAMASHITA, 2014; SANFELICE et al., 2017; VEDOVELLI et al., 2017; ROJO et al., 2018).

Então, o que procuraremos observar como analistas do movimento observando padrões de execução? Diferenças deste padrão normal, certamente, mas também diferenças do lado esquerdo-direito, variações entre os passos e como os movimentos articulares são coordenados dentro de um membro, bem como entre as pernas e com os movimentos do braço. Também poderíamos querer ver como fatores externos, como a alteração de tarefas ou restrições ambientais, afetam o padrão de execução.

Saltando

Saltos, bem como lances, são frequentemente descritos como movimentos "balísticos" - movimentos iniciados pela atividade muscular em um grupo muscular, continuando em um período de "*coasting*" sem ativação muscular e terminados por desaceleração pelo grupo muscular oposto ou por estruturas de tecido, tais como ligamentos. Muitos movimentos de esportes balísticos podem ser subdivididos biomecanicamente em três fases: preparação, ação e recuperação. Cada uma dessas fases possui funções biomecânicas específicas. Nos saltos de contracorrente de uma posição em pé, a preparação é uma fase de abaixamento, que coloca o corpo em uma posição vantajosa para a fase de ação e armazena energia elástica na contração excêntrica (alongamento) músculos. A fase de ação tem uma estrutura sincronizada, em vez de sequencial, com todas as articulações das pernas estendendo-se ou flexionando-se juntas. A fase de recuperação envolve tanto o tempo no ar quanto um pouso controlado, o último por meio da contração excêntrica dos músculos das pernas.

Saltos que envolvem um aumento, como o salto longo ou alto, ou que tenham uma estrutura mais complexa, como o salto triplo, se beneficiam ao serem divididos em mais de três fases. Em saltos com os movimentos do braço, a coordenação das ações do braço com as das pernas é muito importante para o desempenho.

O salto vertical em pé

O salto vertical em pé parece simples. Os músculos extensores dos quadris e joelhos e os flexores plantares do tornozelo se contraem excêntrica para permitir que os joelhos e quadris flexione e os tornozelos sejam flexionados simultaneamente na fase de preparação. A fase de ação envolve a extensão simultânea dos quadris e joelhos e a flexão plantar dos tornozelos por meio da contração encurtada (concêntrica) dos músculos que se estendem ou plantares flexionam essas articulações e dirigem o corpo verticalmente para cima.

A principal diferença entre o salto de contramovimento sem ação de braço e a ação de braço livre é que as ações de braço no último salto, se bem coordenadas com as pernas,

aumentarão o desempenho do salto. No modelo e nos saltos normais, os movimentos do braço e da perna são bem coordenados, ao contrário do salto anormal, no qual os movimentos do braço e da perna são mal coordenados.

Em um salto vertical em pé, procuraremos primeiro observar a coordenação dos movimentos dentro e entre as pernas e os movimentos das pernas com os dos braços. O salto vertical em pé é frequentemente usado como um teste de campo do poder da perna, então o movimento precisa ser rápido e poderoso, bem como coordenado, para resultar em um salto bem-sucedido e alto (WINTER, 2009).

Salto em pé longo ou largo

A sequência de movimentos e os princípios do salto em pé longo ou largo são muito semelhantes aos do salto vertical em pé. No entanto, como a tarefa agora é saltar o máximo possível na horizontal, o salto precisa dividir o esforço entre os aspectos vertical e horizontal do salto, principalmente mediante a inclinação para a frente - isso complica um pouco a tarefa. Como no salto vertical em pé, a oscilação coordenada dos braços melhora o desempenho o salto pode ser sem e com um balanço do braço. A coordenação de todas as ações dos membros é novamente criticamente importante. Também procuramos um ângulo de decolagem de 35 a 45° do corpo de forma geral em relação a uma linha transversal ao solo como um indicador de quão bem o salto dividiu o esforço entre os componentes horizontal e vertical dos saltos. Poderíamos fazer isso tentando observar a diferença entre a altura do centro de massa do saltador - indicada aproximadamente pela altura dos quadris - na decolagem e na aterrissagem. Quanto maior a altura de decolagem acima da altura de pouso, menor deve ser o ângulo de decolagem. Se as alturas de decolagem e aterrissagem forem iguais, o ângulo ideal seria de 4° (KNUDSON, 2007).

Jogando

Esta parte da disciplina enfoca os princípios dos esportes ou eventos em que o participante joga, passa, arremessa ou atira um objeto da mão ou de um implemento. Alguns ou todos

esses princípios se referem a: lançamentos de um círculo - lançamentos de martelo e disco, arremesso de peso; habilidades de *crossover* - lançamento de dardo e boliche de críquete; jogando no beisebol e no *softball*; atirando e passando movimentos em basquete, *netball*, *handebol*, polo aquático e lacrosse; habilidades de arremesso - beisebol, críquete, futebol, rúgbi, e outras variantes americanas do futebol; Boliche nas axilas; e jogando dardo (KNUDSON, 2007).

Como com outros movimentos de esportes balísticos, muitos lances podem ser subdivididos biomecanicamente em três fases: preparação, ação e recuperação. Cada uma dessas fases possui funções biomecânicas específicas. As fases posteriores dependem da fase ou fases anteriores. Em um lançamento básico, a fase de preparação coloca o corpo em uma posição vantajosa para a fase de ação e aumenta o caminho de aceleração do objeto a ser lançado. Em atiradores habilidosos, a fase de ação demonstra uma ação sequencial dos músculos à medida que os segmentos são recrutados no padrão de movimento no momento correto. A fase de recuperação envolve a desaceleração controlada do movimento pela contração excêntrica dos músculos apropriados. Lances que possuem uma estrutura mais complexa, como o arremesso de martelo, ou que envolvem uma corrida, como arremesso de dardo ou boliche de críquete, se beneficiam de serem divididos em mais de três fases (KNUDSON, 2007).

Os movimentos de arremesso são geralmente classificados como axilares ou laterais. Os dois podem ser vistos como padrões de movimentos diagonais, nos quais a flexão lateral do tronco, o tronco curvado para os lados, é o principal responsável por determinar se um desses arremessos é axial ou lateral. No padrão das axilas, o tronco flexiona-se lateralmente para longe do braço de lançamento, em um padrão lateral, o tronco flexiona-se lateralmente em direção àquele braço (GUIMARÃES et al., 2018).

O objetivo de um movimento de arremesso geralmente será à distância, precisão ou alguma combinação dos dois, agindo como uma restrição de tarefa. O objetivo é importante para determinar quais dos princípios de movimento são mais e quais são menos aplicáveis. Alguns analistas de movimento distinguem entre os movimentos de lance para a distância, nos quais as rotações segmentais ocorrem sequencialmente, e os movimentos *push-like* para precisão, nos quais as rotações segmentais ocorrem

simultaneamente. No entanto, poucos lances no desporto não têm requisitos de precisão. Mesmo aqueles, como lançamento de dardo, arremesso de disco e martelo, em que a distância do arremesso é predominante, precisam pousar em uma área específica e ter regras que restrinjam a técnica de arremesso. Nos arremessos para distância, a velocidade de liberação - e, portanto, a força aplicada ao objeto lançado - é crucial (GUIMARÃES et al., 2018).

Em alguns lances, o objetivo não é atingir a distância máxima: em vez disso, pode haver precisão ou tempo mínimo no ar. Este último é particularmente importante nos lançamentos do campo externo do beisebol e do *wicket-keeper* no críquete. Em tais lances, a velocidade de lançamento, a altura e o ângulo precisam ser tais que o tempo de voo seja minimizado dentro das restrições de precisão e distância do lançamento. Em habilidades dominadas pela precisão, como arremesso de dardos e alguns passes e arremessos no basquete, a liberação do objeto precisa alcançar a precisão dentro das restrições de distância da habilidade. A interação de velocidade e precisão nessas habilidades é frequentemente expressa como o *trade-off* de velocidade-precisão. Isso pode ser visto, por exemplo, em uma tacada de basquete na qual o atirador deve liberar a bola com velocidade e precisão para passar pela cesta (SANTOS; DETANICO; REIS, 2009; ROCHA et al., 2018).

REFLITA

O estudo da biomecânica por profissionais de educação física é fundamental. Imagine durante uma partida de futebol, o profissional é capaz de utilizar as análises biomecânicas dos jogadores para aperfeiçoar a técnica do movimento e também o processo de treinamento, e o mecanismo de controle de cargas internas do aparelho locomotor. Veja como é importante você analisar biomecanicamente todos os seus clientes.

Arremessos axilares

Os arremessos axilares com um braço são caracterizados pela ação do ombro, que é predominantemente flexão, muitas vezes de uma posição hiperestendida acima da

horizontal, como para o arremesso rápido no gramado, mas não para o tiro mais lento. Na fase de preparação, o peso é transferido para o pé traseiro e o pé da frente para frente; este passo é muitas vezes mais longo para atiradores qualificados. O peso é transferido para o pé da frente durante a fase de ação, quando a pélvis e o tronco giram para a esquerda (para um lançador destro). O cotovelo se estende durante a fase de ação e, na liberação, o braço de lançamento é paralelo ou ligeiramente à frente da linha do tronco.

Arremessos acima do braço

Os arremessos acima do braço são normalmente caracterizados pela rotação externa do braço superior na fase de preparação e por sua rotação interna na fase de ação. Esses movimentos estão entre as mais rápidas rotações articulares do corpo humano. Muitos dos outros movimentos articulares são semelhantes aos do movimento axilar. A sequência de movimentos na fase de preparação de um campo de beisebol, por exemplo, inclui (para um arremessador destro), rotação pélvica e do tronco para a direita, extensão horizontal e rotação lateral no ombro, flexão do cotovelo e hiperextensão do punho. Esses movimentos são seguidos, sequencialmente, pelo seu lado anatômico oposto em cada uma das articulações mencionadas, mais a rotação interna do antebraço, também conhecida como pronação.

Arremesso de beisebol, arremesso de dardo, arremesso do campo externo de críquete e passes no futebol americano são exemplos clássicos de arremessos de braço de um braço. A massa (inércia) e as dimensões do objeto lançado - mais o tamanho da área-alvo e as regras do esporte em particular - são restrições no padrão de movimento de qualquer arremesso. O boliche difere dos demais padrões de arremesso de braço, pois as regras restringem o alongamento do cotovelo (extensão) durante a última parte da passada de entrega (KNUDSON, 2007).

A ação predominante no ombro é, portanto, a circundução - uma combinação de flexão, extensão, abdução e adução do ombro. A reposição do futebol usa um padrão de arremesso nas duas mãos. O arremesso de peso combina o arremesso nas axilas com um movimento de empurrar, devido às regras do evento e à massa do arremesso. O tiro de basquete usa várias modificações no padrão de arremesso de bola, dependendo das regras

do jogo e das circunstâncias e posição do tiro - incluindo a velocidade de liberação e os requisitos de precisão.

Passar no basquete, no qual a precisão também é crucial, varia desde os padrões das pernas e dos passes de beisebol até a ação de empurrar altamente modificada da passagem do peito. No arremesso de dardos, a exigência dominante de precisão restringe os movimentos na fase de ação para a extensão do cotovelo com um pouco de flexão-abdução do ombro (KNUDSON, 2007).

FIQUE POR DENTRO

Atualmente, a análise da técnica do chute em jogadores de futebol de campo tem sido bastante estudado. Este estudo busca um melhor entendimento da habilidade motora do jogador. Leia um pouco mais sobre a aplicação da biomecânica do chute em jogadores de futebol de campo no *link* a seguir: <<http://www.efdeportes.com/efd178/a-biomecanica-do-chute-em-futebol.htm>>. Acesso em: 06 jul. 2019.

ATIVIDADE

- 2) A caminhada bípede é uma característica importante dos seres humanos. A marcha é descrita como a maneira que alguém se locomove e envolve o corpo total. A velocidade da marcha determina a contribuição de cada segmento do corpo. O ciclo da marcha é um padrão repetitivo envolvendo passos e passadas. Um passo é um único passo, uma passada é todo um ciclo de marcha. Escolha a alternativa correta referente a divisão do ciclo da marcha.
- a) A fase de apoio representa 40% de todo o ciclo da marcha e a fase de balanço representa 60%.
 - b) A fase de apoio representa 60% de todo o ciclo da marcha e a fase de balanço representa 40%.
 - c) A fase de apoio representa 50% de todo o ciclo da marcha e a fase de balanço representa 50%.

- d) A fase de apoio representa 70% de todo o ciclo da marcha e a fase de balanço representa 30%.
- e) A fase de apoio representa 30% de todo o ciclo da marcha e a fase de balanço representa 70%.

BIOMECÂNICA DO TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é forte e uma das estruturas mais rígidas do corpo devido à sua combinação de elementos inorgânicos e orgânicos. Os minerais cálcio e fosfato, juntamente com o colágeno, constituem o elemento orgânico do osso, sendo responsável por aproximadamente 60 a 70% do tecido ósseo. A água constitui aproximadamente 25 a 30% do peso do tecido ósseo (BANKOFF, 2012). O tecido ósseo é um material elástico viscoso cujas propriedades mecânicas são afetadas pelo seu grau de deformação. As propriedades de flexibilidade do osso são fornecidas pelo material de colágeno do osso. O conteúdo de colágeno dá ao osso a capacidade de suportar cargas tensas. O osso também é um material frágil e sua força depende do mecanismo de carga. O grau de fragilidade do osso depende dos constituintes minerais que lhe dão a capacidade de suportar cargas compressivas (ALBERTS et al., 1994).

Reabsorção e Depósito Ósseo

O osso é um material altamente adaptativo e muito sensível ao desuso, imobilização ou atividade vigorosa e altos níveis de carga. O tecido ósseo pode ser separado e pode alterar suas propriedades e ajuste em resposta à demanda mecânica. Foi determinado inicialmente pelo anatomista alemão, Julius Wolff, que nos deu a teoria sobre o desenvolvimento ósseo chamada Lei Wolff, que diz: "Cada mudança na forma e função de um osso ou apenas sua função é seguida por certas mudanças definitivas. Em sua arquitetura interna, e secundárias mudanças igualmente definitivas em sua conformidade externa, de acordo com a lei da matemática" (ALBERTS et al., 1994; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

Resistência óssea e dureza

O comportamento de qualquer material sob diferentes condições de carga é determinado pela sua resistência e dureza. Quando uma força externa é aplicada em um osso ou em qualquer outro material, há uma reação interna. A resistência pode ser avaliada verificando a relação entre a carga imposta (força externa) e a quantidade de deformação (reação interna) que ocorre no material, conhecida como curva carga-deformação.

Características Anisotrópicas Tecido Ósseo

É um material anisotrópico, indicando que o comportamento do osso mudará dependendo da direção da aplicação da carga. Em geral, o tecido ósseo pode levar a cargas maiores na direção longitudinal e menor quantidade de carga quando aplicado sobre a superfície óssea. O osso é forte para suportar cargas na direção longitudinal porque é usado para receber cargas nessa direção.

Características Viscoelásticas

O osso também é viscoelástico, o que significa que ele responde de maneira diferente dependendo da velocidade na qual a carga é aplicada e do comprimento da carga. Em velocidades muito rápidas de colocação de carga, o osso pode levar a cargas mais altas antes que ele falhe ou quebre. O osso que recebe a carga se rompe lentamente com uma carga que é aproximadamente a metade da que poderia suportar se a carga fosse aplicada mais rapidamente.

Resposta Elástica

Quando a carga é aplicada pela primeira vez, um osso é deformado por uma mudança na extensão ou formato angular. O osso é deformado até 3%. Esta é considerada a amplitude elástica da curva carga-deformação porque, quando a carga é removida, o osso é recuperado e retorna ao formato ou extensão original. Um exame curva de tensão e

distensão pode ser usada para determinar se um material é duro, flexível, frágil, forte ou fraco.

Resposta Plástica

Com a colocação contínua de carga sobre o tecido ósseo, seu ponto de deformação é alcançado, após o qual as fibras externas do tecido ósseo começarão a ceder, experimentando microrrupturas e desconexões do material dentro do osso (BANKOFF, 2012). Ao qual nomeamos fase plástica ou não elástica na curva de carga-deformação. O tecido ósseo começa a deformar-se permanentemente e eventualmente quebra se a carga continuar na fase não elástica. Assim, quando a carga é removida, o tecido ósseo não retoma a extensão original e é permanentemente alongado (BANKOFF, 2012).

Força

A força do osso ou qualquer outro material é definida pelo ponto de falha ou pela carga sustentada antes da falha. A força também pode ser analisada em termos de armazenamento de energia, a área sob a curva de carga-deformação ou tensão-distensão (BANKOFF, 2012).

Dureza

A dureza, ou módulo de elasticidade de um material, é determinada pela diminuição da curva de carga-deformação durante a amplitude da resposta elástica e é representada pela resistência do material à carga conforme a estrutura é deformada. Esta resposta ocorre em muitos materiais, incluindo ossos, tendões e ligamentos. Um material duro responderá com uma deformação mínima ao aumento de carga. Quando o material falha no final da fase elástica, é considerado um material frágil. O vidro é um exemplo de material frágil. O osso não é tão duro como o vidro ou metal, e, diferentemente desses materiais, ele não responde linearmente, porque cede e se deforma de maneira não uniforme durante a fase de colocação da carga. Quanto maior a carga imposta ao osso,

maior a deformação. Além disso, se a carga exceder os limites elásticos do material, haverá uma deformação permanente e falha do material. Se um material continuar a se alongar demais e se deformar demais na fase plástica, ele é conhecido como material flexível. A pele é um exemplo de material que é deformado consideravelmente antes da falha. O osso é um material que possui propriedades que respondem tanto no modo frágil quanto no flexível. O osso é considerado um material flexível e fraco (BANKOFF, 2012).

Estresse e Distensão

Outra maneira de avaliar o comportamento do osso ou de qualquer outro material quando submetido à carga é medir o estresse, ou a carga por área de seção transversal e a distensão, ou deformação, em relação à extensão original do material. Uma curva de distensão de tensão pode ser produzida de tal forma que, como a curva de deformação de carga, ilustra o comportamento mecânico do material e pode ser usada para verificar a resistência e dureza do material (BANKOFF, 2012).

A curva carga-deformação de um material em particular parece exatamente à curva de tensão-distensão para o mesmo material e é interpretada da mesma forma descrita anteriormente usando a curva de carga-deformação. A única diferença entre as curvas é nas unidades usadas para representar cada uma delas. A curva de carga-deformação é representada por valores absolutos de carga e deformação, enquanto a tensão-distensão por valores relativos em relação à extensão do material e seção transversal. O benefício de produzir uma curva de tensão-distensão é que a padronização em relação à unidade da área e à extensão permite a comparação de diferentes materiais (BANKOFF, 2012).

Estresse ou Distensão Normal e Cisalhamento

O estresse e a distensão podem ocorrer perpendicularmente ao plano de seção transversal do objeto que recebe a carga, conhecido como tensão e distensão normal, ou paralelo ao plano da seção transversal, conhecido como tensão de cisalhamento e distensão. Por exemplo, uma distensão normal envolve uma mudança na extensão de um objeto,

enquanto a distensão com cisalhamento é caracterizada por uma mudança no ângulo original do objeto (BANKOFF, 2012).

Tipos de carga

O sistema esquelético é submetido a uma variedade de diferentes tipos de forças de tal maneira que o osso recebe cargas em diferentes direções. Existem cargas produzidas pela sustentação do peso, pela gravidade, por forças musculares e por forças externas. As cargas são aplicadas em diferentes direções produzindo forças que podem variar de cinco tipos diferentes: compressão, tensão, cisalhamento, curvatura ou torção (BANKOFF, 2012).

A afecção do sistema esquelético pode ser produzida pela aplicação de uma força única de alta magnitude de um desses tipos de carga ou pela aplicação repetida de cargas de baixa magnitude por um longo período.

O segundo tipo de afecção no osso é chamado de fratura por estresse; fratura por fadiga ou distensão óssea. Essas fraturas ocorrem devido a microtraumas cumulativos impostos ao sistema esquelético, quando a colocação de cargas no sistema é tão frequente que o processo de reparo ósseo não pode ser igual à quebra do tecido ósseo (BANKOFF, 2012).

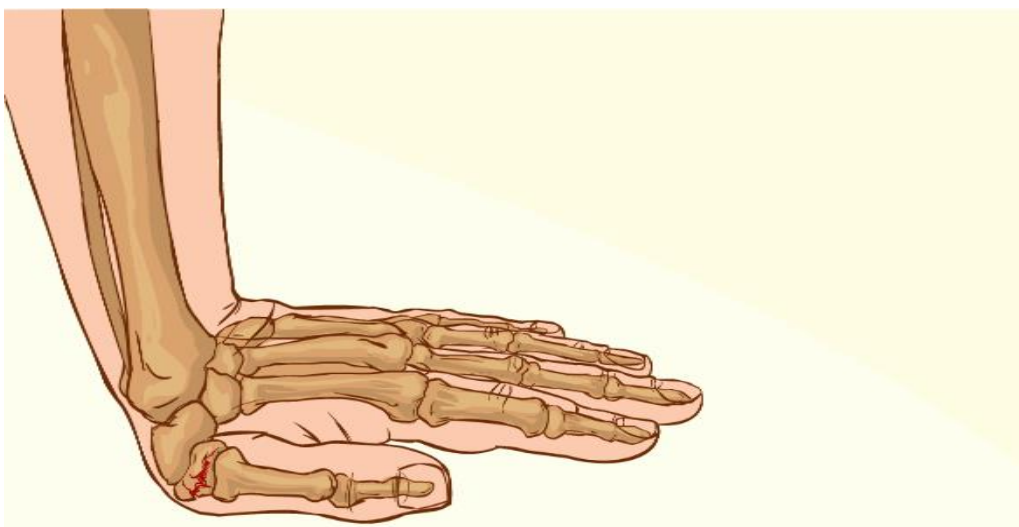


Figura 1.2 - Fratura por estresse

Fonte: Serdar Aşorbac / 123RF.

Forças compressivas

A força compressiva pressiona as bordas do mesmo osso ao mesmo tempo; e é produzido por músculos, suporte de peso, gravidade ou alguma carga externa que desce pelo comprimento do osso. O estresse e a distensão compressiva dentro do osso causam encurtamento e extensão óssea e o osso absorve a tensão máxima em um plano perpendicular à resistência à compressão.

Forças compressivas são necessárias para o desenvolvimento e crescimento do osso. As tensões e distensões produzidas pelas resistências à compressão e outras forças são responsáveis por facilitar a deposição do material ósseo. Se for aplicada uma grande resistência à compressão e se as cargas excederem os limites de tensão da estrutura, ocorrerá uma fratura.

Existem numerosos lugares no corpo propensos a fraturas ou ferimentos compressivos. A resistência à compressão é responsável pela dor patelar pelo amolecimento e destruição da cartilagem sob a patela, conhecida como condromalácia patelar. À medida que a articulação do joelho se move em amplitude de movimento, a patela sobe e desce em seu sulco. A carga entre a patela e o fêmur aumenta e diminui até um ponto em que a força compressiva patelofemoral é maior que cerca de 50° de flexão e menor em extensão total ou hiperextensão da articulação do joelho. A alta resistência à compressão em flexão, principalmente na superfície femoropatelar lateral, é a fonte do processo destrutivo que quebra a cartilagem e a superfície subjacente da patela (BANKOFF, 2012).

A compressão também é uma fonte de fraturas nas vértebras. Fraturas foram relatadas na área cervical em atividades como esportes náuticos, ginástica, luta livre, rúgbi, hóquei no gelo e futebol americano. Normalmente, a coluna cervical é levemente estendida com uma curvatura convexa anteriormente, se a cabeça é abaixada, a coluna cervical é retificada para aproximadamente 30° de flexão. Se a força é aplicada contra o topo da cabeça quando você está nesta posição, as vértebras cervicais recebem uma carga para baixo em sua extensão causada por uma resistência à compressão, criando uma luxação ou fratura-luxação das facetas vertebrais.

REFLITA

Existem relatos de fraturas por compressão em vértebras lombares de levantadores de peso, jogadores de futebol americano ou ginastas que tinham sobrecarregado as vértebras da coluna vertebral com posição hiperlordótica ou lordótica. Por isso, é muito importante estudar a biomecânica dos gestos esportivos para prevenir lesões.

Espondilólise pode ocorrer e uma fratura por estresse da parte interarticular das vértebras. Levantamento de peso específico que tem alta incidência desta fratura são que realizam movimento de levantamento direto do peso acima da cabeça. Também ocorre em ginastas e está associada a posições de extrema extensão da região das vértebras lombares.

A resistência à compressão na articulação do quadril pode aumentar ou diminuir o potencial de fratura no colo do fêmur. A articulação do quadril precisa absorver forças compressivas de aproximadamente 3 a 7 vezes o peso corporal durante a caminhada. As forças compressivas são mais de 15 a 20 vezes o peso corporal no salto. Em uma postura normal em pé, a articulação do quadril leva cerca de um terço do peso corporal se os dois membros estiverem no chão. Isso cria grandes forças compressivas na parte inferior do colo do fêmur e uma grande força de tração ou tensão na porção superior do colo do fêmur. A Figura 1.3 mostra como isso acontece quando o corpo empurra a cabeça do fêmur para baixo, empurrando a base do colo femoral e tracionando o topo do colo femoral para fora enquanto cria uma flexão.

Quando em pé ou na fase de apoio da caminhada ou corrida, há uma força de flexão aplicada no colo do fêmur. Essa força cria uma força compressiva intensa no colo femoral inferior e uma força tensional no colo femoral superior (A). Quando o glúteo medial contrai, a resistência à compressão é aumentada; e a resistência à tração é diminuída (B). Isso reduz o potencial de afecção, já que há maior probabilidade de alteração com tensão.

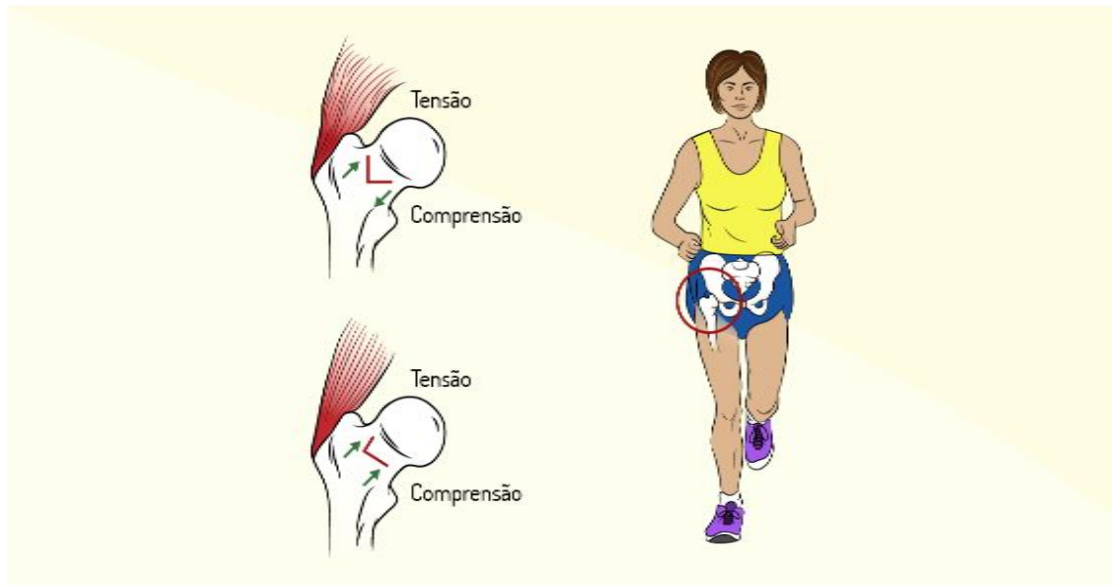


Figura 1.3 - As forças compressivas na caminhada

Fonte: Bankoff (2007, p. 128).

Os abdutores do quadril, especificamente o glúteo medial, se contraem para interpor o peso do corpo durante o apoio. Eles também produzem uma carga compressiva no colo femoral superior que reduz a força tênsil e o potencial de afecção no colo femoral, uma vez que o osso se rompe geralmente mais cedo com uma força tencionada. Foi relatado que os corredores desenvolveram fraturas do colo do fêmur devido a fadiga glútea medial, deixando de atuar na redução da alta força tensional que fica no pescoço, produzindo fratura. A fratura do colo femoral também pode ser produzida por uma forte cocontração dos músculos do quadril, especificamente os abdutores e adutores, criando forças compressivas excessivas no colo superior do fêmur (BANKOFF, 2012).

Podemos também citar como força compressiva na articulação temporomandibular (ATM) o papel dos músculos esternocleidomastoideos quando acomodados e encurtados para uma situação particular. Exercem esse tipo de força nos côndilos mandibulares, alterando toda a mastigação e a morfologia mandibular, podendo causar danos às articulações e cefaleia. Isso acontece devido à inserção do esternocleidomastoideo no processo mastoide do osso temporal, exatamente no osso onde a mandíbula é articulada, e porque estes são músculos antigravitacionais em relação às suas origens e inserções (BANKOFF, 2012).

Força de tensão

Uma força de tensão geralmente é aplicada na superfície óssea e puxa ou alonga o osso, tendendo-o a estender e estreitar o osso. A tensão máxima, como na compressão, é perpendicular à carga aplicada. A fonte de força tensiva é geralmente o músculo. Quando o músculo aplica uma força tensa ao sistema pelo tendão, o colágeno no tecido ósseo é alinhado com a força tensa do tendão.

Na Figura 1.4 você pode observar um exemplo de alinhamento do colágeno na tuberosidade da tíbia. Esta figura também ilustra a influência das forças tensivas no desenvolvimento de apófises, mostrando como a tuberosidade da tíbia é formada pelas forças tensivas. A falha do osso geralmente ocorre no local da inserção muscular. As forças intensivas também podem criar avulsões ligamentares que ocorrem com mais frequência em crianças. Além disso, as avulsões ligamentares são comuns no tornozelo lateral devido à entorse de tornozelo. Além do tecido ósseo, aqui estão outros exemplos de propriedades biomecânicas do tecido conjuntivo, representadas por tendões e ligamentos (BANKOFF, 2012).

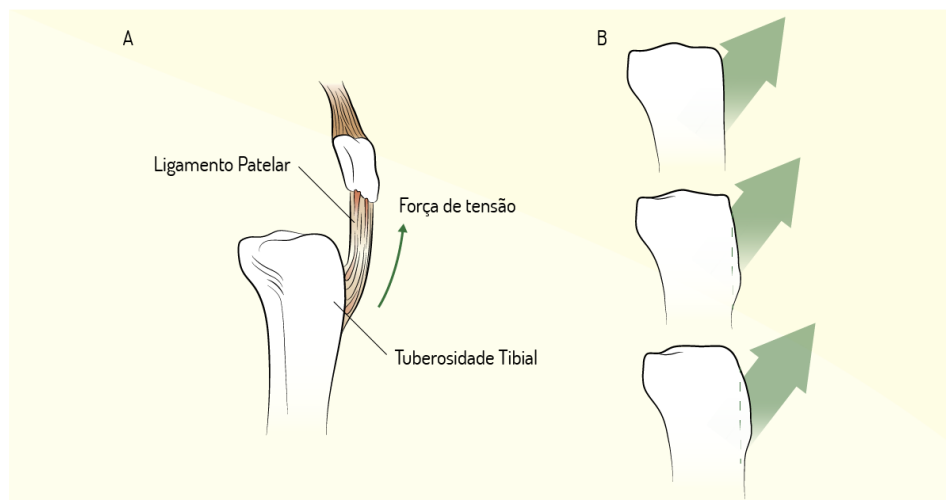


Figura 1.4 - Força de tensão

Fonte: Bankoff (2007, p. 128).

As propriedades biomecânicas dos tendões e ligamentos são frequentemente caracterizadas como uma relação carga *versus* deformação em resposta a uma carga tensiva. Nesses experimentos, uma amostra (por exemplo, ligamento, tendão e osso ligamentar) é obtida de um cadáver e é montada em um dispositivo que alonga o tecido até uma velocidade prescrita (velocidade de distensão) até que o tecido seja quebrado, e mede o deslocamento (alongamento) e força. As observações clínicas sobre o rompimento do tecido conjuntivo sugerem que a quebra tecidual é mais comum que a avulsão do osso (BANKOFF, 2012).

Quando o tecido conjuntivo experimenta uma distensão dessa magnitude, o tecido sofre mudanças plásticas e há uma mudança no seu comprimento de repouso. A partir da relação de sobrecarga *versus* distensão, o tecido pode ser caracterizado por medidas de sobrecarga final de distensão final do módulo de elasticidade e da energia absorvida. Estas propriedades tendem a diminuir em face de condições, tais como a utilização reduzida (por exemplo, imobilização, repouso no leito), envelhecimento e uso de esteroides, mas aumenta com o exercício a longo prazo. Além disso, as propriedades do tendão podem variar com a função muscular (BANKOFF, 2012).

As fraturas por avulsão ocorrem quando a força tensa do osso não é suficiente para prevenir a fratura. Isso é típico em algumas lesões que ocorrem em movimentos de alta velocidade, como no braço do tiro, dor de basquete dos jogadores juniores. A fratura avulsão, neste caso, é geralmente no epicôndilo medial, devido à tensão gerada nos flexores do punho. Duas outras fraturas produzidas por tensão comum estão no quinto metatarso devido às forças tensas, geradas pelo grupo muscular fibular, e no calcâneo, onde o músculo tríceps sural gera as forças.

A força tensa no calcâneo também pode ser produzida na fase de apoio da caminhada, na medida em que o arco é deprimido e a fásia plantar que cobre a superfície plantar do pé é tensionada, exercendo uma força tensa no calcâneo. Alguns locais de fratura avulsão na região pélvica, mostrados na Figura 1.5, incluem as espinhas superior e inferior, o trocânter menor, a tuberosidade isquiática e o osso púbico (BANKOFF, 2012).

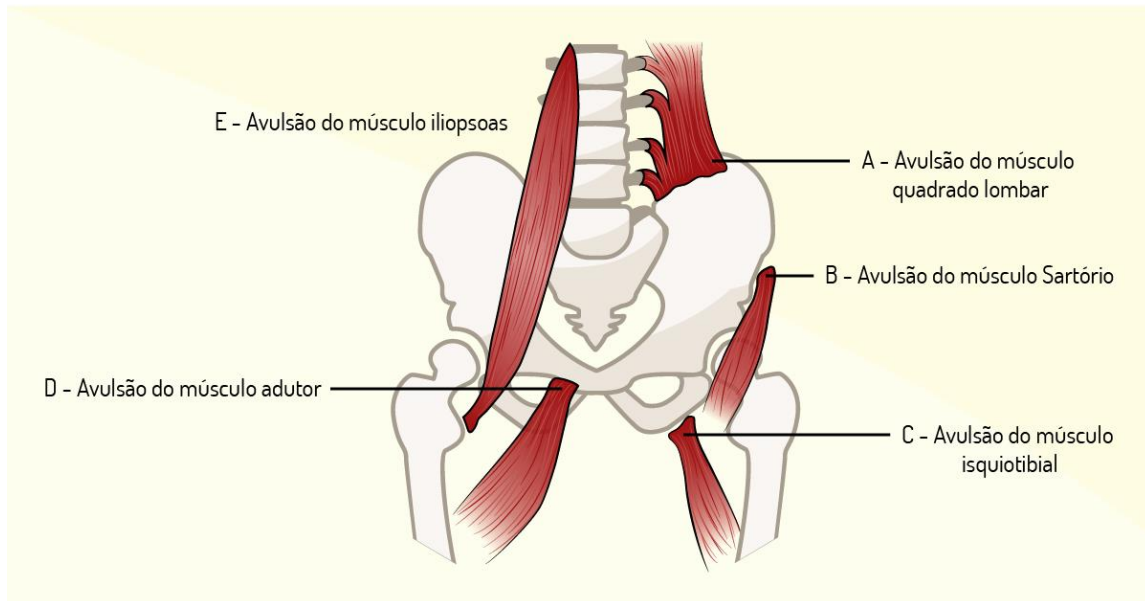


Figura 1.5 - Força de tensão

Fonte: Bankoff (2007, p. 129).

As forças intensivas são principalmente responsáveis por distensões e entorses. Por exemplo, uma típica entorse de tornozelo em inversão ocorre quando o pé rola para o lado, alonga os ligamentos. As forças tensivas também são identificadas com a canelíte quando o tibial anterior puxa seu local de inserção e a membrana interóssea. Outra parte do corpo exposta a alta força de tensão é a tuberosidade da tíbia que transmite uma força de tensão muito alta quando o grupo muscular do quadríceps femoral está ativo. Essa força tensa, sob magnitude e duração suficientes, pode criar uma condição de tendinite ao longo da vida e se manifestar no envelhecimento. No indivíduo mais jovem, no entanto, o dano geralmente ocorre no local da inserção do tendão e pode resultar em inflamação, depósitos ósseos ou fratura por avulsão da tuberosidade da tíbia. A síndrome de *Osgood Schlatter* é o nome de uma condição caracterizada por inflamação e formação de depósitos ósseos na junção tendão-osso (BANKOFF, 2007).

O osso responde às exigências colocadas sobre ele, conforme descrito pela Lei de *Wolff*. Assim, diferentes ossos e diferentes seções em um osso irão responder diferentemente às forças compressivas e tensivas. Por exemplo, a tíbia e o fêmur participam do peso de

suporte no membro inferior e são mais fortes quando a carga é proveniente de uma resistência à compressão. A fíbula não participa significativamente no suporte ao peso, mas é um local de inserção muscular, é mais forte quando as forças tensivas são aplicadas (BANKOFF, 2007). Uma avaliação das diferenças que podem ser encontradas no fêmur apresenta maior capacidade de resistência à tensão do declive médio do corpo que é carregado por uma força de flexão no peso de suporte. No colo do fêmur, o osso pode suportar grandes forças compressivas e, nos locais de inserção dos músculos, há grande força tensional (BANKOFF, 2007).

Resistências ao cisalhamento

Uma resistência ao cisalhamento é aplicada paralelamente à superfície de um objeto, criando deformação interna em uma direção angular. Tensões de cisalhamento máximo atuam na superfície paralela ao plano de resistência aplicada. As tensões de cisalhamento são criadas quando um osso é submetido a forças compressivas, força tensional ou ambas. A Figura 1.6 mostra como uma tensão de cisalhamento é desenvolvida pela aplicação de uma resistência à compressão ou à tração. Observe que muda a forma do diamante. Como o diamante sofre distorção por compressão ou tensão, ocorre uma força de cisalhamento aplicada à superfície.

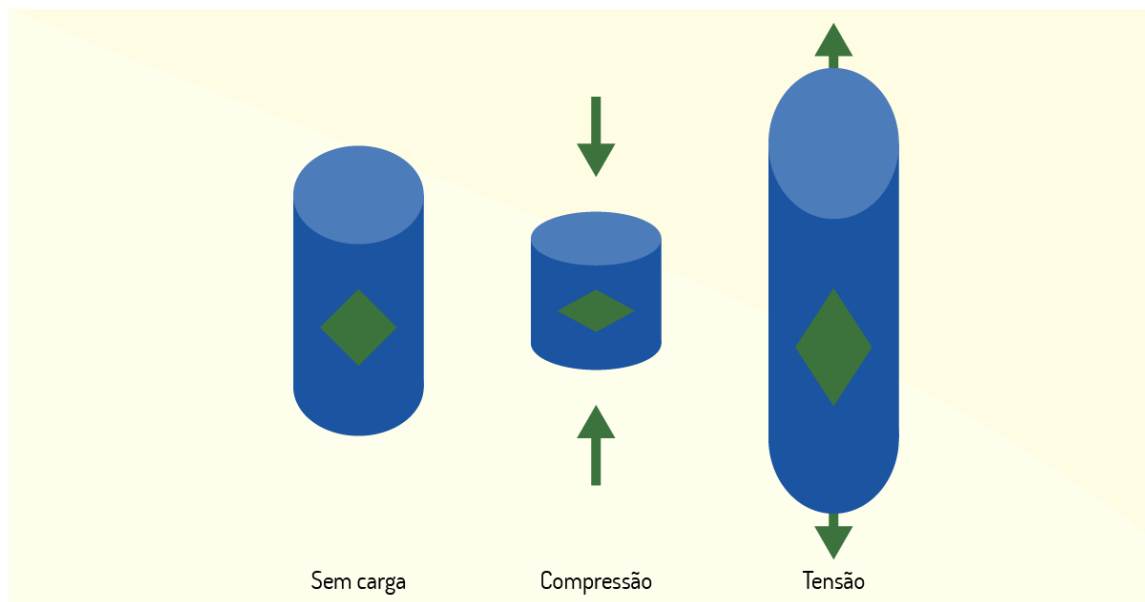


Figura 1.6 - Acompanhamento das cargas tensas e compressivas na tensão de cisalhamento e a distensão

Fonte: Elaborada pelo autor.

O osso falha mais rapidamente quando exposto a uma resistência ao cisalhamento do que a uma força compressiva ou intensiva. Isso ocorre porque o osso é anisotrópico e responde de maneira diferente quando recebe cargas de diferentes direções (BANKOFF, 2007). As forças de cisalhamento são responsáveis por problemas nos discos vertebrais. Uma resistência ao cisalhamento pode produzir espondilolistese, na qual uma vértebra desliza sobre outra anteriormente. Na coluna lombar, a força de cisalhamento pelas vértebras aumenta com o aumento da lordose e com a hiperlordose.

A tração do músculo nas vértebras lombares também cria uma força de cisalhamento crescente nas vértebras. Exemplos de fraturas devido a forças de cisalhamento são frequentemente encontrados nos côndilos femorais ou no planalto tibial. O mecanismo de agravo de ambos é geralmente uma hiperextensão do joelho com alguma fixação do pé e uma força em valgo ou medial na coxa ou na canela. Em adultos, essa força de cisalhamento pode criar uma fratura ou afecção nos ligamentos colaterais ou cruzados.

Na criança em desenvolvimento, essa força de cisalhamento pode criar fraturas epifisárias, como a epífise femoral distal (BANKOFF, 2012).

Múltiplas cargas absorvidas pela tíbia durante a caminhada e corrida, são comuns. Na caminhada, há um estresse compressivo no contato do calcanhar, criado pelo peso, contato com o solo e contração muscular. Estresse de forma tensa domina na fase intermediária de apoio por causa da contração muscular. Desenvolve um estresse compressivo na preparação para a propulsão, pois aumenta a força no solo e as contrações musculares. Uma força de cisalhamento também está presente na fase propulsora do suporte, e acredita-se que esteja relacionada à torção criada pela rotação externa da tíbia. Na corrida, o estresse aumenta substancialmente, e os padrões de estresse são diferentes daqueles vistos na caminhada. Existem semelhanças na fase de apoio do pé, pois cria uma resistência à compressão devido ao contato com o solo, peso corporal e contração muscular. Isto é seguido por um grande estresse contínuo e intenso ao longo da fase de retirada dos dedos e da fase de equilíbrio (BANKOFF, 2012).

O padrão de tensão de cisalhamento também é diferente e é representativo da torção criada em resposta à rotação interna e externa da tíbia. Resistências compressivas, tensivas e de cisalhamento aplicadas simultaneamente no osso são importantes no desenvolvimento da força dos ossos (BANKOFF, 2012). A Figura 1.7 mostra tanto as linhas de tensão compressiva quanto a tensão na tíbia e fêmur durante a corrida. A resistência óssea é desenvolvida ao longo dessas linhas de estresse.

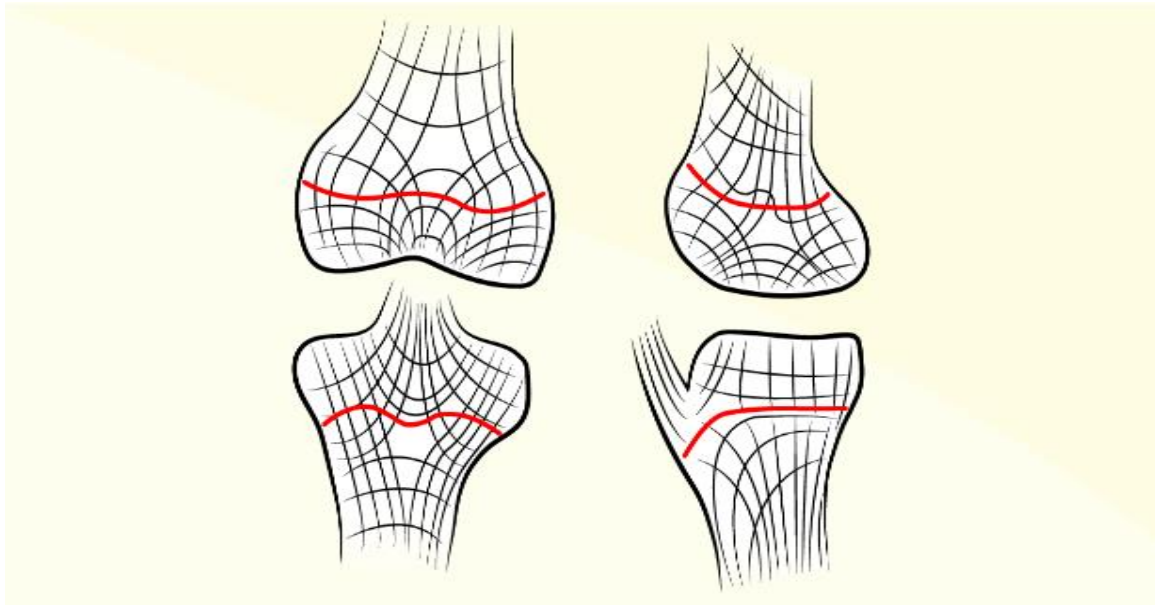


Figura 1.7 - Linhas de tensão de compressão (linha sólida) e tensão Tensa (linha tracejada) durante a corrida

Fonte: Bankoff (2007, p. 131).

A seguir, veremos as resistências à flexão.

Resistências à flexão

Uma resistência à flexão é a força aplicada a uma área que não possui suporte oferecido pela estrutura. Quando um osso é submetido a uma força de flexão e ocorre deformação, um lado do osso formará uma convexidade na qual terá forças tensivas, e o outro lado do osso formará uma concavidade na qual as forças compressivas estão presentes. Normalmente, o osso falhará e quebrará no lado convexo em resposta a altas forças tensas, uma vez que o osso pode suportar maiores resistências à compressão do que a tensão. A magnitude das forças tensionais e compressivas produzidas pela dobra torna-se maior quanto mais distante estiver o eixo do osso, de modo que elas são maiores nas porções externas do osso (BANKOFF, 2007).

Durante o suporte regular, há flexão produzida tanto no fêmur quanto na tíbia. O fêmur é inclinado tanto anteriormente quanto lateralmente devido ao formato e modo de transmissão da força pelo peso de suporte. O peso de suporte produz uma flexão anterior na tíbia. Embora essas forças de flexão não sejam produtoras de alterações, quando se examina a força da tíbia e do fêmur, o osso é mais forte naquelas regiões em que a resistência à flexão é maior (BANKOFF, 2012).

Cargas de flexão, geradores de alterações são produzidos pela aplicação de força em três ou quatro pontos. A aplicação de força em três pontos geralmente envolve forças aplicadas perpendicularmente ao osso nas extremidades do osso, com uma força aplicada na direção oposta no meio do osso. O osso se partirá ao meio como ocorre na fratura na bota de esqui. Essa fratura é produzida quando o esquiador cai em cima da bota com o esqui e a bota puxa a outra direção. O osso geralmente se romperá nas costas, porque é onde a convexidade é dada e onde são aplicadas as forças tensivas.

A força de flexão em três pontos também é responsável por lesões no dedo, que são comprimidas e forçadas em hiperextensão e lesões no joelho ou no membro inferior, quando o pé está fixo no chão e a parte inferior do corpo se dobra. Apenas eliminando os suportes longos em calçados de jogadores de futebol americano e jogando em campos em boas condições, esse tipo de alteração pode ser reduzido à metade.

A aplicação de forças de flexão em três pontos também pode ser usada em órteses. Nesse tipo, uma carga de flexão é aplicada em quatro pontos com a aplicação de dois pares iguais e opostos de força em cada extremidade do osso. No caso de flexão de quatro pontos, o osso se romperá no ponto mais fraco. Isso é ilustrado na Figura 1.8 com a aplicação de uma força de flexão de quatro pontos no fêmur. O fêmur quebra em seu ponto mais fraco (BANKOFF, 2012).

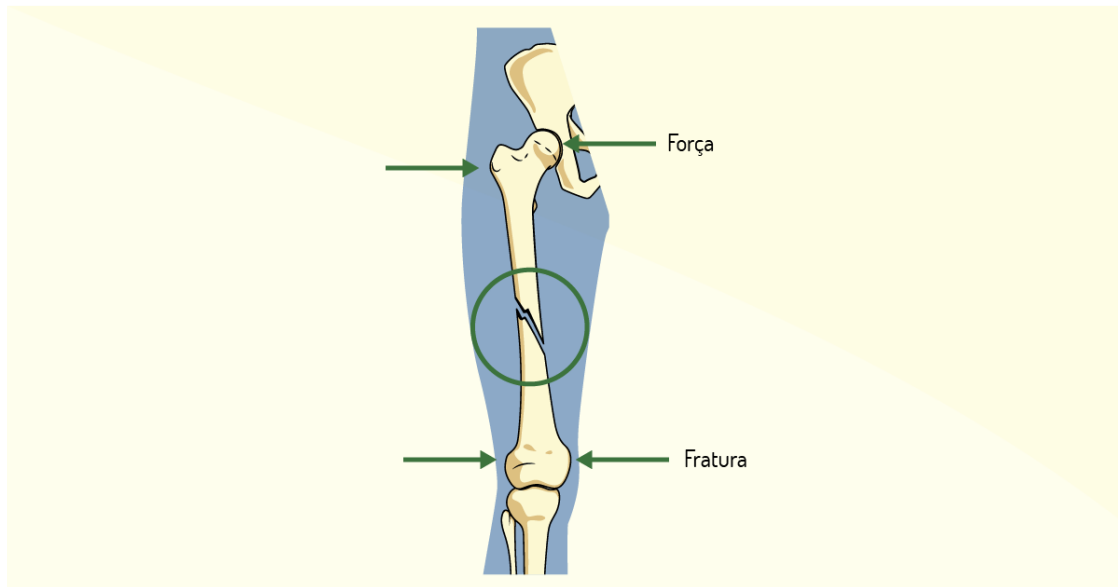


Figura 1.8 - Uma carga de flexão em quatro pontos aplicados em uma estrutura criará uma quebra ou falha no ponto mais fraco

Fonte: Adaptada de Guniita / 123RF.

A seguir, veremos as forças de torção.

Forças de torção

Uma força de torção aplicada ao osso é uma força de rotação, criando uma tensão com cisalhamento no material. A magnitude da tensão aumenta com a distância do eixo de rotação, e a tensão máxima de cisalhamento atua tanto perpendicular quanto paralela ao eixo do osso. Uma carga de torção também produz forças tensionais e compressivas no ângulo por meio da estrutura.

Em 1971, Gregerson descreveu que as fraturas que resultam da força de torção ocorrem no úmero quando técnicas de lançamento imperfeitas criam uma torção do braço e do membro inferior quando o pé é plantado e o corpo muda de direção (GREGERSON, 1971). Uma fratura espiral é produzida por causa da aplicação de uma força de torção. Um exemplo do mecanismo de uma fratura espiralada no úmero é o que acontece com

um jogador de bola, como mostrado na Figura 1.9. A fratura geralmente começa do lado de fora do osso e paralela ao meio do osso. A carga de torção no membro inferior também é responsável por lesões na cartilagem e ligamentos na articulação do joelho.

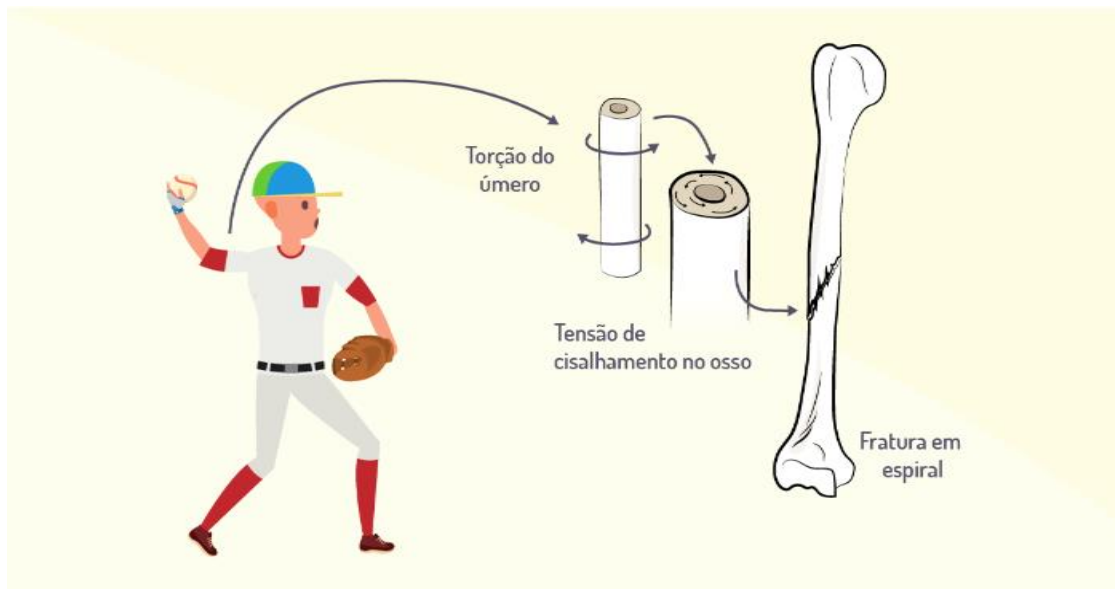


Figura 1.9 - Uma força de torção aplicada ao osso cria uma tensão de cisalhamento na superfície

Fonte: Bankoff (2007, p. 133).

A seguir, veremos a lesão em relação à carga.

Lesão *versus* Carga

Se um osso sofrer ou não uma lesão devido a uma força aplicada, isso depende dos limites de resistência crítica do material e do histórico de cargas recebidas pelo osso. Estes limites são influenciados principalmente pela carga do osso que pode ser aumentada ou diminuída pela atividade física e condicionamento por imobilização e maturidade esquelética do indivíduo. A velocidade com que a carga é colocada também é importante porque a resposta e a tolerância são sensíveis a ela. Cargas colocadas muito rapidamente,

quando o tecido ósseo é incapaz de se deformar na mesma velocidade, podem causar ferimentos (BANKOFF, 2012).

Atividade Muscular *versus* Carga

A atividade muscular também pode influenciar em cargas que podem ser gerenciadas pelos ossos. Os músculos mudam as forças aplicadas no osso, criando forças tensionais e compressivas. Essas forças musculares podem reduzir as forças tensivas ou redistribuir as forças no osso. Como a maioria dos ossos pode suportar grandes quantidades de resistência à compressão, a quantidade total de carga pode aumentar devido à contribuição dos músculos. No entanto, se o músculo fadiga durante uma série de exercícios, isso diminui sua capacidade de aliviar a carga sobre o osso. A distribuição alterada de estresse ou aumento da resistência à tração torna o atleta ou jogador propenso a lesões (BANKOFF, 2012).

Fratura por Estresse

A fratura por estresse típico ocorre durante a aplicação da carga, que produz uma distensão ou tensão de cisalhamento, resultando em lacerações, rupturas ou avulsões. O tecido ósseo também pode desenvolver uma fratura por estresse em resposta a cargas compressivas ou tensivas que sobrecarregam o sistema, seja pela magnitude da força excessiva aplicada a uma ou algumas vezes, ou pela aplicação de força em um nível baixo ou moderado, mas com uma frequência excessiva (BANKOFF, 2012).

A fratura por estresse ocorre quando a reabsorção óssea enfraquece demais o osso, e o depósito ósseo não ocorre com rapidez suficiente para fortalecer a área. A causa das fraturas por estresse no membro inferior pode ser atribuída à fadiga muscular, o que reduz a absorção do choque e permite a redistribuição de forças para pontos focais específicos no osso. No membro superior, as fraturas por estresse são criadas por forças musculares repetitivas que exercem tração sobre os ossos. Esse tipo de fratura responde por 10% de todas as lesões em atletas (BANKOFF, 2012).

ATIVIDADE

3) O osso é um tecido vivo e dinâmico. Como material e estrutura, está em constante estado de fluxo. Conseqüentemente, a capacidade do osso de resistir a uma carga aplicada antes de uma falha ou fratura depende de múltiplos fatores. Idade, doença, níveis hormonais, carga insuficiente, carga excessiva ou até mesmo a direção na qual uma carga é aplicada podem influenciar as propriedades biomecânicas do osso.

Em relação às características do tecido ósseo, escolha a alternativa correta.

- a) O tecido ósseo é uma das estruturas moles do corpo.
- b) A água constitui aproximadamente 25 a 30% do peso do tecido ósseo.
- c) Os minerais zinco e magnésio, juntamente com o colágeno, constituem o elemento orgânico do osso.
- d) Quando uma força interna é aplicada em um osso ou em qualquer outro material, existe uma reação externa.
- e) O grau de fragilidade do osso depende dos constituintes minerais que lhe dão a capacidade de suportar cargas abrasivas e perpendiculares.

BIOMECÂNICA DO TECIDO MUSCULAR

O músculo é o único tecido capaz de desenvolver ativamente a tensão. Essa característica permite que o músculo esquelético ou estriado desempenhe as importantes funções de manter a postura ereta do corpo, movimentar os membros do corpo e absorver o choque. Como o músculo só pode realizar essas funções quando apropriadamente estimulado, o sistema nervoso e o sistema muscular são frequentemente referidos coletivamente como o sistema neuromuscular. Vamos agora, nesta parte da disciplina, discutir as propriedades comportamentais do tecido muscular, a organização funcional do músculo esquelético e os aspectos biomecânicos da função muscular, dentre outros temas relevantes para o estudo da biomecânica do tecido muscular.

Propriedades comportamentais da unidade muscular

As quatro propriedades comportamentais do tecido muscular são a extensibilidade, elasticidade, irritabilidade e a capacidade de desenvolver tensão. Essas propriedades são comuns a todos os músculos, incluindo o músculo cardíaco, liso e esquelético dos seres humanos (HALL, 2011).

Extensibilidade e Elasticidade

As propriedades de extensibilidade e elasticidade são comuns a muitos tecidos biológicos. Conforme mostrado na Figura 1.10, a extensibilidade é a capacidade de ser esticada ou de aumentar em comprimento, e a elasticidade é a capacidade de retornar ao comprimento normal após um alongamento. A elasticidade do músculo retorna ao comprimento normal de repouso após um alongamento e proporciona uma transmissão suave da tensão do músculo para o osso.

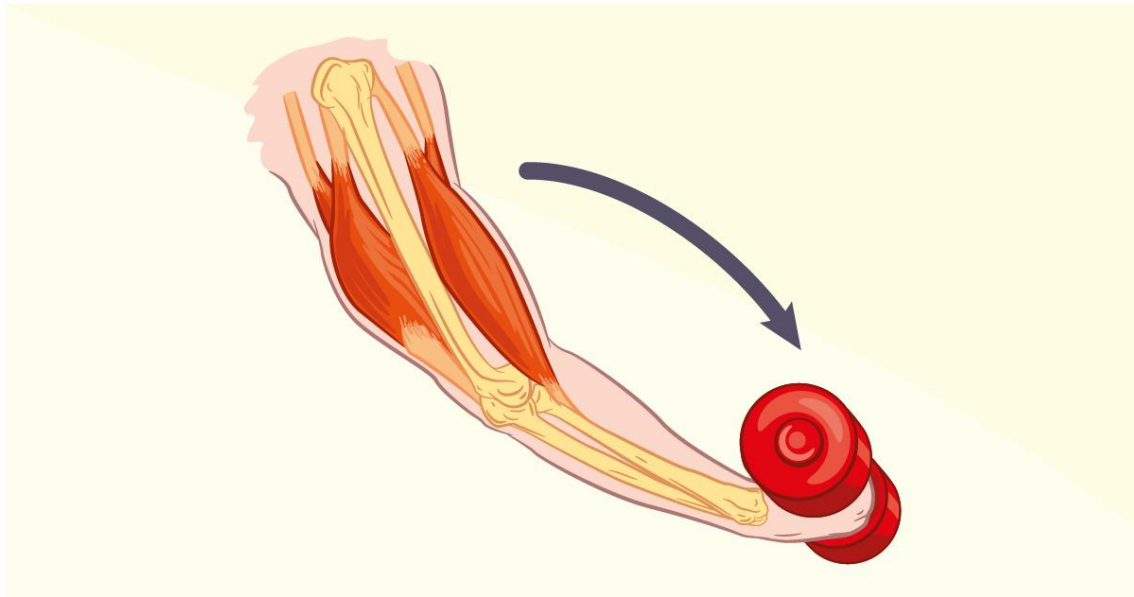


Figura 1.10 - Extensibilidade e elasticidade durante a contração muscular

Fonte: Adaptada de Lukaves / 123RF.

O comportamento elástico do músculo tem sido descrito como consistindo de dois componentes principais, o componente elástico paralelo e o componente elástico série. O componente elástico paralelo, fornecido pelas membranas musculares, fornece resistência quando um músculo é alongado passivamente. O componente elástico série, residente nos tendões, atua como uma mola para armazenar energia elástica quando um músculo tensionado é esticado (HALL, 2011).

Esses componentes da elasticidade muscular são assim denominados porque as membranas e os tendões são paralelos e em série (ou em linha) com as fibras musculares, que fornecem o componente contrátil. Acredita-se que a elasticidade do músculo esquelético humano seja devida principalmente à componente elástico série. Tem sido evidenciado que a altura de um salto aumenta quando um contramovimento (flexão do joelho) o precede imediatamente devido ao aumento da elasticidade do componente elástico série nos músculos das extremidades inferiores.

Tanto o componente elástico série como o componente elástico paralelo têm uma propriedade viscosa que permite que o músculo se estique e recue de uma forma

dependente do tempo. Quando um alongamento estático de um grupo muscular, como os isquiotibiais, é mantido ao longo do tempo, o músculo se alonga progressivamente, aumentando a amplitude de movimento articular. Da mesma forma, depois de um grupo muscular ter sido alongado, ele não recua para o comprimento de repouso imediatamente, mas encurta gradualmente ao longo do tempo. Esta resposta viscoelástica é independente do gênero.

Irritabilidade e capacidade de desenvolver tensão

Outra das propriedades características do músculo, a irritabilidade, é a capacidade de responder a um estímulo. Os estímulos que afetam os músculos são eletroquímicos, como um potencial de ação do nervo ligado ou mecânico, como um golpe externo em uma parte de um músculo. Quando ativado por um estímulo, o músculo responde desenvolvendo tensão. A capacidade de desenvolver tensão é a única característica comportamental exclusiva do tecido muscular. Historicamente, o desenvolvimento da tensão pelo músculo tem sido chamado de contração, ou o componente contrátil da função muscular. Contratilidade é a capacidade de encurtar em comprimento. No entanto, como discutido em uma seção posterior, a tensão em um músculo pode não resultar no encurtamento do músculo (HALL, 2011).

Organização estrutural do músculo esquelético

Existem inúmeros músculos no corpo humano, compondo 40 a 45% do peso corporal da maioria dos adultos. Os músculos são distribuídos em pares nos lados direito e esquerdo do corpo. A maioria dos pares musculares é responsável por movimentos e posturas corporais, com o restante envolvido em atividades como o controle dos olhos e a deglutição. Quando a tensão é desenvolvida em um músculo, considerações biomecânicas como a magnitude da força gerada, a velocidade com que a força é desenvolvida e o período de tempo que a força pode ser mantida são afetadas pelas características anatômicas e fisiológicas particulares do músculo.

Fibras musculares

Uma única célula muscular é denominada fibra muscular devido à sua forma de filamento. A membrana que circunda o músculo é às vezes chamada de sarcolema, e o citoplasma especializado é denominado sarcoplasma. O sarcoplasma de cada fibra contém vários núcleos e mitocôndrias, além de numerosas miofibrilas em forma de fio, alinhadas paralelamente umas às outras. As miofibrilas contêm dois tipos de fibras, cuja disposição produz o padrão estriado característico, após o qual o músculo esquelético, ou estriado, é denominado.

Observações por meio do microscópio das mudanças nas bandas e linhas visíveis no músculo esquelético durante a contração muscular levaram a nomeação dessas estruturas para fins de referência (Figura 1.11).

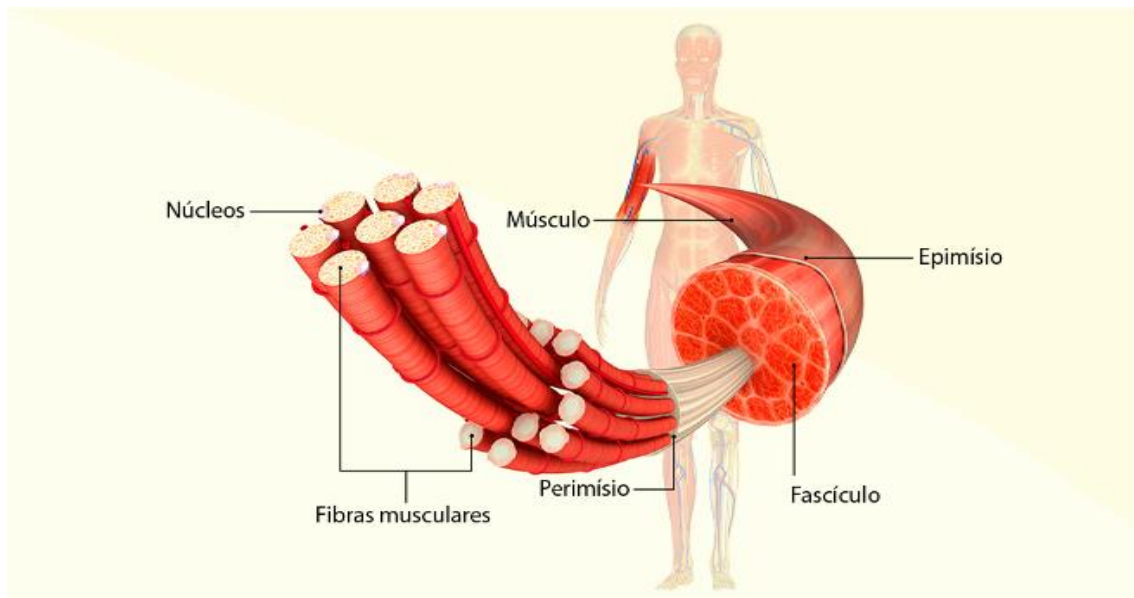


Figura 1.11 - Estruturas do músculo

Fonte: Naveen Kalwa / 123RF.

O sarcômero, compartimentalizado entre duas linhas Z, é a unidade estrutural básica do músculo. Cada sarcômero é dividido por uma linha M. As bandas A contêm limalhas

densas e rugosas de miosina, cada uma das quais é envolvida por seis finos e lisos fluidos de actina. As bandas I contêm apenas finos filamentos de actina. Em ambas as bandas, os filamentos de proteína são mantidos no lugar pela ligação às linhas Z, que aderem ao sarcolema. No centro das bandas A estão as zonas H, que contêm apenas os filamentos de miosina (HALL, 2011).

Durante a contração muscular, os filamentos de actina de cada extremidade do sarcômero deslizam um em direção ao outro. Quando vistas mediante um microscópio, as linhas Z movem-se para as bandas A, que mantém o seu tamanho original, enquanto as bandas I estreitam e a zona H desaparece. As projeções dos fiéis de miosina, chamadas pontes cruzadas, formam ligações físicas com os filamentos de actina durante a contração muscular, com o número de ligações proporcionais à produção de força e ao gasto de energia (HALL, 2011).

Uma rede de canais membranosos conhecida como retículo sarcoplasmático está associada a cada fibra externamente. Internamente, as fibras são transpostas por minúsculos túneis chamados túbulos transversais que passam completamente pela fibra e abrem apenas externamente. O retículo sarcoplasmático e os túbulos transversais fornecem os canais de transporte dos mediadores eletroquímicos de ativação muscular. Várias camadas de tecido conectivo fornecem a superestrutura para a organização do músculo muscular (HALL, 2011).

Cada membrana fibrosa, ou sarcolema, é envolvida por um tecido conjuntivo fino chamado endomísio. As fibras são agrupadas em fascículos por bainhas de tecido conjuntivo referidas como perimísio. Grupos de fascículos que formam os músculos inteiros são cercados pelo epimísio, que é contínuo com os tendões do músculo. Variação considerável no comprimento e diâmetro das fibras musculares nos músculos é observada em adultos. Algumas fibras podem percorrer todo o comprimento de um músculo, enquanto outras são muito mais curtas. As fibras musculares esqueléticas crescem em comprimento e diâmetro desde o nascimento até a idade adulta. O diâmetro da fibra também pode ser aumentado pelo treinamento de resistência com poucas repetições de grandes cargas em adultos de todas as idades.

Unidades Motoras

As fibras musculares são organizadas em grupos funcionais de tamanhos diferentes. Composto por um único neurônio motor e todas as fibras inervadas por ele, esses grupos são conhecidos como unidades motoras. O axônio de cada neurônio motor se subdivide várias vezes, de modo que cada fibra individual é fornecida com uma placa motora. As fibras de uma unidade motora podem ser espalhadas por uma área de vários centímetros e intercaladas com as fibras de outras unidades motoras. As unidades motoras são tipicamente confinadas a um único músculo e estão localizadas dentro desse músculo (HALL, 2011).

REFLITA

Movimentos precisamente controlados, como os olhos ou dedos, são produzidos por unidades motoras com pequeno número de fibras. Movimentos brutos e vigorosos, como aqueles produzidos pelo gastrocnêmio, são geralmente o resultado da atividade de grandes unidades motoras. O sistema muscular é magnífico e bastante complexo, por isso, o estudo de sua biomecânica é fundamental para entender o funcionamento do nosso corpo.

A maioria das unidades motoras esqueléticas em mamíferos é composta de células do tipo contração que respondem a um único estímulo desenvolvendo tensão de maneira contrária. A tensão na contração muscular após o estímulo de um único impulso nervoso aumenta para um valor de pico em menos de 100 ms e, em seguida, diminui imediatamente. No corpo humano, no entanto, as unidades motoras são geralmente ativadas por uma série de impulsos nervosos. Quando impulsos sucessivos e rápidos ativam uma fibra já em tensão, a soma ocorre e a tensão é progressivamente elevada até que um valor máximo seja atingido (HALL, 2011). Unidades motoras do tipo tônico são encontradas no aparelho oculomotor. Estas unidades motoras requerem mais do que um único estímulo antes do desenvolvimento inicial da tensão.

Tipos de Fibra

As fibras musculares esqueléticas exibem muitas características estruturais, histoquímicas e comportamentais diferentes. Como essas diferenças têm implicações diretas para a função muscular, elas são de interesse particular para muitos cientistas. As fibras de algumas unidades motoras se contraem para atingir a tensão máxima mais rapidamente que outras após serem estimuladas. Com base nesta característica distintiva, as fibras podem ser divididas nas categorias de contração rápida e contração lenta. As fibras de contração rápida levam apenas cerca de um sétimo do tempo exigido pelas fibras de contração lenta para atingir o pico de tensão. Essa diferença no tempo para o pico de tensão é atribuída a concentrações mais altas de miosina-ATPase em fibras de contração rápida. As fibras de contração rápida também apresentam maiores em diâmetro do que as fibras de contração lenta. Devido a estas e outras diferenças, as fibras de contração rápida geralmente fadigam mais rapidamente do que as fibras de contração lenta (HALL, 2011).

Embora os músculos com fibras de contração rápidas e lentas íntegros gerem aproximadamente a mesma quantidade de pico de força isométrica por área de secção transversal do músculo, indivíduos com uma alta porcentagem de fibras de contração rápida são capazes de gerar maiores magnitudes de torque e potência durante o movimento do que aqueles com mais fibras de contração lenta.

Embora todas as fibras de uma unidade motora sejam do mesmo tipo, a maioria dos músculos esqueléticos contém ambas as fibras rápidas e lentas, com as quantidades relativas variando de músculo para músculo e de indivíduo para indivíduo. Por exemplo, o músculo sóleo, que geralmente é usado apenas para ajustes posturais, contém principalmente fibras lentas. Em contraste, o gastrocnêmio sobrejacente pode conter mais fibras rápidas do que lentas.

A composição da fibra muscular é a mesma entre os sexos na população normal, embora os homens tendem a ter fibras maiores do que as mulheres. As fibras de contração rápida são importantes contribuintes para o sucesso de um atleta em eventos que exigem contração muscular rápida e poderosa, como correr e saltar. Eventos de resistência, como corrida de longa distância, ciclismo e natação, exigem um funcionamento eficaz das fibras lentas mais resistentes à fadiga. Usando biópsias musculares, tem sido encontrado em

atletas altamente bem-sucedidos que exigem força, tendem a ter proporções anormalmente altas de fibras de contração rápidas, e que atletas de elite geralmente têm proporções anormalmente altas de fibras lentas (HALL, 2011).

Atualmente, aceita-se que as fibras rápidas possam ser convertidas em fibras lentas com treinamento de *endurance* e que dentro das fibras rápidas as conversões das fibras Tipo IIb para Tipo IIa possam ocorrer com treinamento de resistência pesada (força), treinamento de *endurance* concêntrico e treinamento isocinético excêntrico. Indivíduos geneticamente dotados de um alto percentual de fibras podem optar para esportes que exijam força, e aqueles com um alto percentual de fibras podem escolher esportes de resistência. No entanto, as distribuições do tipo de fibra de atletas treinados em elite e atletas treinados em *endurance* de elite estão dentro da faixa de composições do tipo de fibra encontradas em indivíduos destreinados (HALL, 2011).

Dois fatores que afetam a composição do tipo de fibra muscular são a idade e obesidade. Há uma progressiva redução relacionada à idade no número de unidades motoras e fibras musculares e no tamanho das fibras do Tipo II que não está relacionada ao gênero ou ao treinamento. Existem também boas evidências de que exercícios regulares, ao longo da vida e de alta intensidade podem reduzir a perda de unidades motoras tipicamente associadas ao envelhecimento. Essas alterações relacionadas à idade podem variar com o músculo. Lactentes e crianças pequenas, por outro lado, também têm proporções significativamente menores de fibras do Tipo II do que adultos, e proporções significativamente menores de fibras do Tipo IIb são encontradas em obesos do que em adultos não obesos.

Novas evidências empolgantes ressaltam o papel da expressão genética no tipo de fibras e sugerem que o músculo esquelético se adapta às demandas funcionais alteradas com mudanças no fenótipo genético de fibras individuais. Células-tronco miogênicas chamadas células satélites são normalmente inativas, mas podem ser estimuladas por uma mudança na atividade muscular habitual para proliferar e formar novas fibras musculares. Foi hipotetizado que a regeneração muscular após o exercício pode fornecer um estímulo para o envolvimento de células satélites na remodelação muscular, alterando a expressão genética em termos de aparência e função do músculo no músculo (HALL, 2011).

Arquitetura de Fibra

Outra variável que influi na função muscular é o arranjo de fibras dentro de um músculo. As orientações das fibras dentro de um músculo e os arranjos pelos quais as fibras se fixam aos tendões musculares variam consideravelmente entre os músculos do corpo humano. Essas considerações estruturais afetam a força da contração muscular e a amplitude de movimento por meio da qual um grupo muscular pode mover um segmento do corpo (HALL, 2011).

As duas categorias de arranjo de fibras musculares são denominadas paralelo e penado (Figura 1.12). Embora numerosas subcategorias de arranjos de fiéis paralelos e penados tenham sido propostas, a distinção entre essas duas categorias amplas é suficiente para discutir características biomecânicas (HALL, 2011).

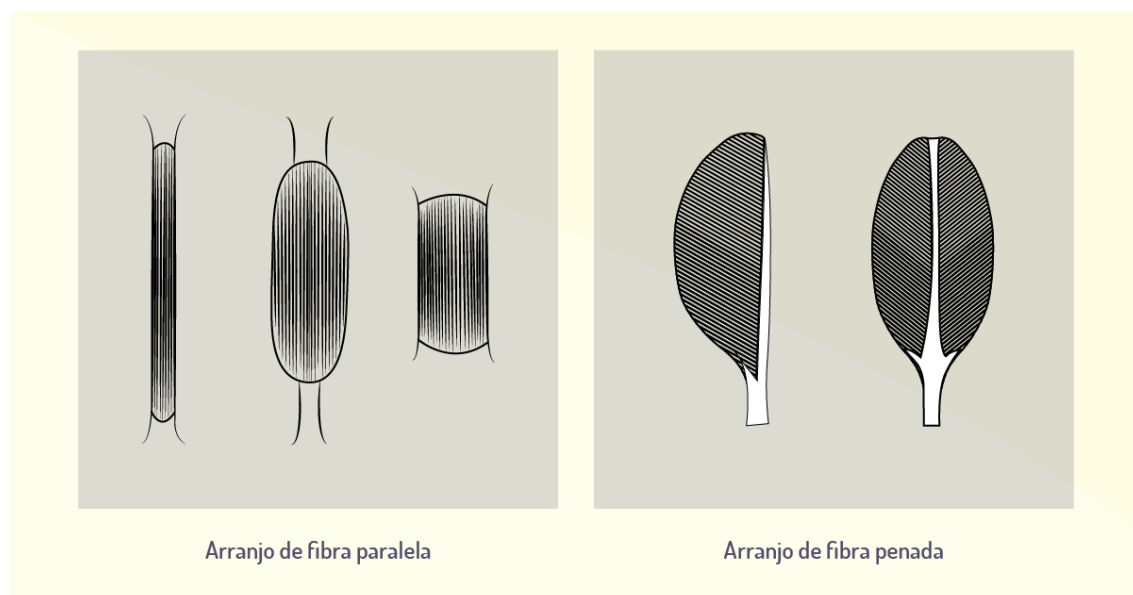


Figura 1.12 - Arranjo das fibras musculares

Fonte: Biomechanics (*on-line*).

Em um arranjo de fibra paralela, as fibras são orientadas em grande parte em paralelo com o eixo longitudinal do músculo. Os músculos sartório, o reto abdominal e o bíceps

braquial têm orientações de fibra paralela. Na maioria dos músculos paralelos, existem fibras que não se estendem por todo o comprimento do músculo, mas terminam em algum ponto do ventre muscular. Essas fibras têm especializações estruturais que fornecem interconexões com fibras vizinhas em muitos pontos ao longo da superfície da fibra para permitir a entrega de tensão quando o animal é estimulado.

Um arranjo de fibra penada é aquele em que as fibras se encontram em um ângulo com o eixo longitudinal do músculo. Cada fibra de um músculo penado se liga a um ou mais tendões, alguns dos quais se estendem por toda a extensão do músculo. As fibras de um músculo podem exibir mais de um ângulo de penetração (ângulo de fixação) a um tendão. Os músculos tibial posterior, reto femoral e deltoide têm arranjos de fibras (HALL, 2011).

Quando a tensão é desenvolvida em um músculo em paralelo, qualquer encurtamento do músculo é principalmente o resultado do encurtamento de suas fibras. Quando as fibras de um músculo penado se encurtam, elas giram em torno de seus anexos tendinosos, aumentando progressivamente o ângulo de penetração. Quando o ângulo de penetração ultrapassa os 60°, a quantidade de força efetiva transferida para o tendão é inferior a metade da força efetivamente produzida pelas fibras musculares.

Embora a redução reduza a força efetiva gerada em um dado nível de tensão de fibra, esse arranjo permite o empacotamento de mais fibras do que pode ser empacotado em um músculo longitudinal ocupando espaço igual. Como os músculos penados contêm mais fibras por unidade de volume muscular, eles podem gerar mais força do que músculos paralelos do mesmo tamanho. Curiosamente, quando há hipertrofias musculares, há um aumento concomitante na angulação das fibras constituintes e, mesmo na ausência de hipertrofia, os músculos mais espessos apresentam maiores ângulos de punição (HALL, 2011).

O arranjo de fibra paralela, por outro lado, permite maior encurtamento de todo o músculo do que é possível com um arranjo de penada. Músculos com feixe paralelo podem mover os segmentos do corpo por meio de amplitudes de movimento maiores do que os músculos de tamanho comparado e com penetração comparável. O aumento dos resultados da pesquisa aponta para diferenças na organização estrutural regional e diferenças funcionais regionais dentro de um dado músculo.

Função muscular esquelética

Quando um músculo ativado desenvolve tensão, a quantidade de tensão presente é constante em todo o comprimento do músculo, bem como nos tendões e nos locais dos anexos musculotendinosos ao osso. A força de tração desenvolvida pelo músculo puxa os ossos e cria torque nas articulações cruzadas pelo músculo. A magnitude do torque gerado é o produto da força muscular e do braço do momento da força. De acordo com as leis de adição vetorial, o torque líquido presente em uma articulação determina a direção de qualquer movimento resultante. O peso do segmento corporal anexado, as forças externas que atuam no corpo e a tensão em qualquer músculo que atravessa uma articulação podem gerar torques nessa articulação (HALL, 2011).

Recrutamento de Unidades Motoras

O sistema nervoso central exerce um elaborado sistema de controle que permite combinar a velocidade e a magnitude da contração muscular às exigências do movimento, para que movimentos suaves, delicados e precisos possam ser executados. Os neurônios que inervam as unidades motoras das fibras de contração lenta geralmente têm limiares baixos e são relativamente fáceis de ativar, enquanto as unidades motoras das rápidas são supridas por nervos mais difíceis de serem ativados. Conseqüentemente, as fibras lentas são as primeiras a serem ativadas, mesmo quando o movimento do membro resultante é rápido.

À medida que o requisito de força, exigência de velocidade ou duração da atividade aumenta, unidades motoras com limites mais altos são progressivamente ativadas, com fibras do Tipo IIa ou fibras glicolíticas oxidativas de contração rápida, adicionadas antes das fibras do Tipo IIb, ou fibras glicolíticas de contração rápida. Dentro de cada tipo de fibra existe um *continuum* de facilidade de ativação, e o sistema nervoso central pode ativar seletivamente mais ou menos as unidades motoras. Durante o exercício de baixa intensidade, o sistema nervoso central pode recrutar fibras de contração lenta quase exclusivamente. À medida que a atividade continua e a fadiga se instala, as unidades do

tipo IIa e depois do tipo IIb são ativadas até que todas as unidades do motor estejam envolvidas (HALL, 2011).

Mudança no comprimento muscular com o desenvolvimento da tensão

Quando a tensão muscular produz um torque maior que o torque resistivo em uma articulação, o músculo encurta, causando uma mudança no ângulo da articulação. Quando um músculo encurta, a contração é concêntrica, e o movimento articular resultante está na mesma direção que o torque gerado pelos músculos. Uma única fibra muscular é capaz de encurtar até aproximadamente metade de seu comprimento normal de repouso.

Os músculos também podem desenvolver tensão sem encurtar. Se o torque oposto na articulação cruzada pelo músculo é igual ao torque produzido pelo músculo (com torque líquido zero presente), o comprimento do músculo permanece inalterado, e nenhum movimento ocorre na articulação. Quando a tensão muscular se desenvolve, mas não ocorre alteração no comprimento do músculo, a contração é isométrica. Como o desenvolvimento da tensão aumenta o diâmetro do músculo, os fisiculturistas desenvolvem tensão isométrica para exibir seus músculos quando competem. Desenvolver a tensão isométrica simultaneamente nos músculos em lados opostos de um membro, como no tríceps braquial e no bíceps braquial, aumenta a área da secção transversal dos músculos tensos, embora não ocorra nenhum movimento nas articulações do ombro ou do cotovelo (HALL, 2011).

Quando o torque da articulação oposta excede o produzido pela tensão em um músculo, o músculo se alonga. Quando um músculo se alonga quando está sendo estimulado a desenvolver tensão, a contração é excêntrica, e a direção do movimento articular é oposta à do torque muscular. A tensão excêntrica ocorre nos flexores do cotovelo durante a extensão do cotovelo ou a fase de redução de peso de um exercício de curvatura. A tensão excêntrica atua como um mecanismo de frenagem para controlar a velocidade de movimento. Sem a presença de tensão excêntrica dos músculos, o antebraço, a mão e o peso cairiam de maneira descontrolada por causa da força da gravidade. Pesquisas indicam que a capacidade aprimorada de desenvolver tensão sob condições concêntricas,

isométricas e excêntricas é melhor obtida pelo treinamento no mesmo modo de exercício (HALL, 2011).

Papéis assumidos pelos músculos

Um músculo ativado só pode fazer uma coisa: desenvolver tensão. Como um músculo raramente age isoladamente, entretanto, às vezes falamos em termos da função ou papel que um determinado músculo está exercendo quando age em conjunto com outros músculos que atravessam a mesma articulação.

Quando um músculo se contrai e causa o movimento de um segmento do corpo em uma articulação, ele está agindo como um agonista ou motor. Como vários músculos diferentes frequentemente contribuem para um movimento, a distinção entre agonistas primários e agonistas assistenciais também é feita algumas vezes. Por exemplo, durante a fase de flexão do cotovelo de um antebraço, o braquial e o bíceps agem como agonistas primários, com o braquiorradial, o extensor radial longo do carpo e o pronador redondo servindo como agonistas auxiliares (HALL, 2011).

Todos os músculos de uma articulação que funcionam como agonistas desenvolvem tensão simultaneamente ou são inativos. Músculos com ações opostas às dos agonistas podem agir como antagonistas, ou opositores, desenvolvendo tensão excêntrica ao mesmo tempo em que os agonistas estão causando movimento. Agonistas e antagonistas são tipicamente posicionados em lados opostos de uma articulação.

Durante a flexão do cotovelo, quando o braquial e o bíceps braquial são agonistas primários, o tríceps pode atuar como antagonista, desenvolvendo a tensão resistiva. Por outro lado, durante a extensão do cotovelo, quando os tríceps são os agonistas, o braquial e o bíceps braquial poderiam atuar como antagonistas. Embora o movimento hábil não seja caracterizado por tensão contínua nos músculos antagonistas, os antagonistas geralmente fornecem ações de controle ou frenagem, particularmente no final de movimentos rápidos e vigorosos. Enquanto os agonistas são particularmente ativos durante a aceleração de um segmento corporal, os antagonistas são principalmente ativos durante a desaceleração ou aceleração negativa (HALL, 2011).

Quando uma pessoa desce uma colina, por exemplo, os quadríceps funcionam excentricamente como antagonistas para controlar a quantidade de flecha do joelho que ocorre. A cocontração dos músculos agonistas e antagonistas também aumenta a estabilidade na articulação que os músculos atravessam. O desenvolvimento simultâneo de tensão nos quadríceps e isquiotibiais ajuda a estabilizar o joelho contra forças rotacionais potencialmente lesivas.

Outro papel assumido pelos músculos envolve estabilizar uma parte do corpo contra uma força específica. A força pode ser interna, de tensão em outros músculos, ou externa, como previsto pelo peso de um objeto sendo levantado. Os romboides atuam como estabilizadores desenvolvendo tensão para estabilizar as escápulas contra a tração da corda de reboque durante o esqui aquático. Um quarto papel assumido pelos músculos é o do neutralizador (HALL, 2011).

Neutralizadores impedem ações acessórias indesejadas que normalmente ocorrem quando os agonistas desenvolvem tensão concêntrica. Por exemplo, se um músculo causa flexão e abdução em uma articulação, mas somente a flexão é desejada, a ação de um neutralizador causando adução pode eliminar a abdução indesejada. Quando o bíceps braquial desenvolve tensão concêntrica, ele produz tanto a flexão no cotovelo quanto a supinação do antebraço. Se apenas a flexão do cotovelo é desejada, os pronadores teres atuam como um neutralizador para neutralizar a supinação do antebraço.

O desempenho dos movimentos humanos envolve tipicamente as ações cooperativas de muitos grupos musculares que atuam sequencialmente e em conjunto. Por exemplo, mesmo a simples tarefa de levantar um copo de água de uma mesa requer vários grupos musculares diferentes para funcionar de maneiras diferentes. Os papéis estabilizadores são realizados pelos músculos da escápula e pelos músculos flexores e extensores do punho. A função agonista é realizada pelos músculos externos dos dedos, cotovelo e ombro. Como os principais flexores do ombro, o deltoide anterior e o peitoral maior, também produzem adução horizontal, os abdutores horizontais, como o deltoide médio e o supraespinhal, atuam como neutralizadores. A velocidade de movimento durante o movimento também pode ser parcialmente controlada pela atividade antagonista nos extensores do cotovelo. Quando o copo de água é devolvido à mesa, a gravidade serve

como o principal motor, com atividade antagonista no cotovelo e nos ombros, controlando a velocidade de movimento (HALL, 2011).

Músculos de duas articulações e multiarticulações

Muitos músculos do corpo humano atravessam duas ou mais articulações. Exemplos são o bíceps braquial, a cabeça longa do tríceps braquial, os isquiotibiais, o reto femoral e vários músculos que atravessam o punho e todas as articulações do dedo. Como a quantidade de tensão presente em qualquer músculo é essencialmente constante em todo o seu comprimento, bem como nos locais de suas ligações tendíneas ao osso, esses músculos afetam o movimento em ambas ou em todas as articulações cruzadas simultaneamente.

A eficácia de um músculo de duas articulações ou multiarticulações podem causar movimento em qualquer articulação cruzada que depende da localização e orientação do apego do músculo em relação à articulação, da tensão ou flacidez presentes na unidade musculotendinosa e das ações de outros músculos que se cruzam. Enquanto os músculos de uma articulação produzem força direcionada principalmente em linha com um segmento do corpo, os músculos de duas articulações podem produzir força com um componente transversal significativo. Durante as atividades baseadas em energia, como saltar e correr, os músculos biarticulares que atravessam o quadril e o joelho demonstraram ser particularmente eficazes na conversão das rotações do segmento corporal no movimento de translação desejado do centro de gravidade do corpo total (HALL, 2011).

Há também, no entanto, duas desvantagens associadas à função dos músculos articulares e multiarticulares. Eles são incapazes de encurtar na medida necessária para produzir uma gama completa de movimento em todas as articulações cruzadas simultaneamente, uma limitação que é chamada de insuficiência ativa. Alguns músculos de duas articulações não são capazes de produzir força quando as posições de ambas as articulações cruzadas colocam os músculos em um estado severamente afrouxado. Um segundo problema é que, para a maioria das pessoas, os músculos de duas articulações e músculos múltiplos

não podem se alongar na extensão necessária para toda a amplitude de movimento na direção oposta em todas as articulações cruzadas. Esse problema é chamado de insatisfação passiva. Por exemplo, uma maior amplitude de hiperextensão é possível no pulso quando os dedos não estão totalmente estendidos. Da mesma forma, uma maior amplitude de dorsiflexão do tornozelo pode ser realizada quando o joelho está em flexão devido à mudança na rigidez do gastrocnêmio (HALL, 2011).

Fatores que afetam a geração de força muscular

A magnitude da força gerada pelo músculo também está relacionada à velocidade de encurtamento muscular, ao comprimento do músculo quando este é estimulado e ao período de tempo desde que o músculo recebeu um estímulo. Como esses fatores são determinantes significativos da força muscular, eles foram extensivamente estudados ao longo dos anos (HALL, 2011). Vamos conhecê-los a seguir.

Relação Força-Velocidade

A força máxima que um músculo pode desenvolver é governada pela velocidade de encurtamento ou alongamento do músculo. Esta relação força-velocidade foi descrita pela primeira vez para o desenvolvimento da tensão concêntrica no músculo por Hill em 1938. Como a relação é verdadeira apenas para o músculo ativado no máximo, isso não se aplica às ações musculares durante a maioria das atividades diárias (HILL, 1938).

Conseqüentemente, a relação força-velocidade não implica que é impossível mover uma resistência pesada a uma velocidade rápida. Quanto mais forte o músculo, maior a magnitude da tensão isométrica máxima. Esta é a quantidade máxima de força que um músculo pode gerar antes de realmente alongar à medida que a resistência é aumentada. No entanto, a forma geral da curva força-velocidade permanece a mesma, independentemente da magnitude da tensão isométrica máxima.

A relação força-velocidade também não implica que é impossível mover uma carga leve em baixa velocidade. A maioria das atividades da vida diária exige movimentos lentos e

controlados de cargas submáximas. Com cargas submáximas, a velocidade de encurtamento muscular está sujeita ao controle volitivo. Apenas o número de unidades motoras necessárias é ativado. Por exemplo, um lápis pode ser retirado de uma mesa rapidamente ou lentamente, dependendo do padrão controlado de recrutamento de unidade motora nos grupos musculares envolvidos (HALL, 2011).

A relação força-velocidade foi testada para o músculo esquelético, liso e cardíaco em humanos, bem como para tecidos musculares de outras espécies. O padrão geral é válido para todos os tipos de músculos. Valores máximos de força na velocidade zero e valores máximos de velocidade a uma carga mínima variam com o tamanho e o tipo de músculo. Embora a base fisiológica da relação força-velocidade não seja completamente compreendida, a forma da porção concêntrica da curva corresponde à taxa de produção de energia em um músculo (HALL, 2011).

Sob condições excêntricas, a força máxima que um músculo pode produzir excede o máximo isométrico por um fator de 1,5 a 2,0. A obtenção de um nível de força tão alto, no entanto, parece exigir estimulação elétrica do neurônio motor. As forças excêntricas máximas produzidas volitivamente são semelhantes ao máximo isométrico. É provável que isso seja verdade porque o sistema nervoso fornece inibição por meio de vias de reflexos para proteger contra lesões nos músculos e tendões.

A produção de força elevada sob condições excêntricas com ativação muscular volitiva não é uma função da maior ativação neural do músculo, mas parece representar a contribuição dos componentes elásticos do músculo. O treinamento de força excêntrica envolve o uso de resistências maiores que a capacidade máxima de geração de força isométrica do atleta. Assim que a carga é assumida, o músculo começa a alongar. Pesquisas mostram que esse tipo de treinamento é mais eficaz do que o treinamento concêntrico no aumento do tamanho e força muscular. Em comparação com o treinamento concêntrico e isométrico, no entanto, o treinamento excêntrico também está associado a dor muscular de início tardio (HALL, 2011).

Relação Comprimento-Tensão

A quantidade de tensão isométrica máxima que um músculo é capaz de produzir é parcialmente dependente do comprimento do músculo. Em fibras musculares únicas, preparações musculares isoladas e músculos humanos *in vivo*, a geração de força atinge seu pico quando o músculo é levemente alongado. Por outro lado, a capacidade de desenvolvimento da tensão muscular é menor após o encurtamento muscular.

Tanto a duração do alongamento ou encurtamento do músculo quanto o tempo de alongamento ou encurtamento afetam a capacidade de geração de força. Dentro do corpo humano, a capacidade de geração de força aumenta quando o músculo é ligeiramente esticado. Músculos emparelhados produzem tensões máximas pouco acima do comprimento de repouso, e os músculos peneirados geram tensões máximas entre 120% e 130% do comprimento de repouso. Este fenômeno é devido à contribuição dos componentes elásticos do músculo (principalmente o componente elástico série), que aumentam a tensão presente no músculo quando o músculo é esticado. A Figura 1.13 mostra o padrão de desenvolvimento máximo da tensão em função do comprimento do músculo, com a contribuição ativa do componente contrátil e a contribuição passiva do componente elástico série e do componente elástico paralelo indicados. Pesquisas indicam que, após exercícios excêntricos, pode haver um aumento leve e transitório do comprimento muscular, que prejudica o desenvolvimento da força quando o ângulo articular não coloca o músculo em trecho suficiente (HALL, 2011).

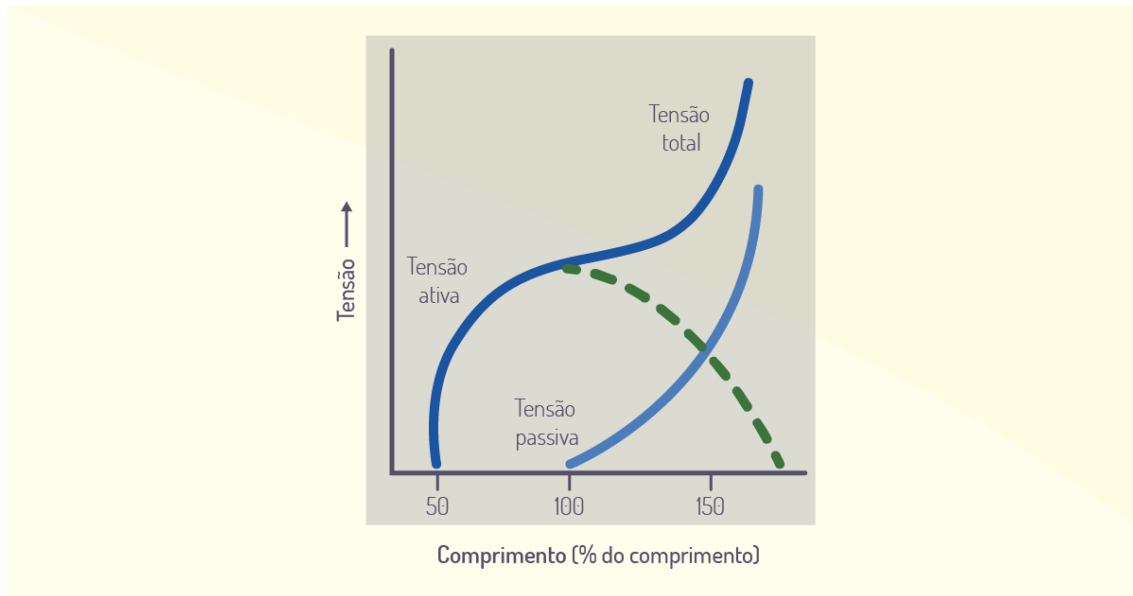


Figura 1.13 - A tensão total presente em um músculo esticado é a soma da tensão ativa fornecida pelas fibras musculares e a tensão passiva fornecida pelos tendões e membranas musculares

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, veremos o ciclo de encurtamento.

Ciclo de encurtamento

Quando um músculo tensamente ativo é esticado imediatamente antes da contração, a contração resultante é mais forte do que na ausência do pré-estiramento. Esse padrão de contração excêntrica seguido imediatamente por contração concêntrica é conhecido como ciclo de alongamento-encurtamento. Um músculo pode realizar substancialmente mais trabalho quando é ativamente esticado antes de encurtar do que quando simplesmente se contrai.

O custo metabólico de realizar uma determinada quantidade de trabalho mecânico também é menor quando o ciclo de alongamento-encurtamento é invocado do que o custo sem ele. Os mecanismos responsáveis pelo ciclo de alongamento-encurtamento não são

totalmente compreendidos. No entanto, um colaborador em pelo menos alguns casos é provável que seja o componente elástico série, com o efeito de recuo elástico da produção de força de aumento de músculo ativamente esticado.

Estima-se que, durante a corrida em baixa velocidade, o complexo **tríceps sural** armazena 45 *joule* de energia elástica na primeira metade da postura, com 60 *joule* produzidos no segundo tempo. O treinamento excêntrico aumenta a capacidade da unidade musculotendinosa de armazenar e devolver mais energia elástica. Outro potencial contribuinte para o ciclo de alongamento-encurtamento é a ativação do reflexo de estiramento provocado pelo alongamento forçado do músculo. Tem sido demonstrado na literatura que a atividade do fuso muscular fornece uma breve, mas substancial facilitação da condução neural durante a contração volitiva após o pré-esforço (HALL, 2011).

A potenciação de força também demonstrou ser significativamente diminuída após o exercício de fadiga envolvendo o ciclo de alongamento-encurtamento e após a supressão induzida pelo resfriamento da atividade do fuso muscular. Independentemente da causa, o ciclo de alongamento-encurtamento contribui para o desenvolvimento efetivo da força muscular concêntrica em muitas atividades esportivas. Os levantadores de peso competitivos usam uma rápida flexão de joelho durante a fase de transição do *snatch* para invocar o ciclo de alongamento-encurtamento e melhorar o desempenho. O ciclo de alongamento-encurtamento também promove armazenamento e uso de energia elástica durante a corrida, particularmente com a tensão alternada excêntrica e concêntrica presente no gastrocnêmio. Pesquisadores descobriram que os músculos, tendões e ligamentos na extremidade inferior se comportam muito como uma mola durante a corrida, com frequências de passada mais altas associadas ao aumento da rigidez da mola (HALL, 2011).

Atraso eletromecânico

Quando um músculo é estimulado, um breve período decorre antes que o músculo comece a desenvolver tensão. Referido como atraso eletromecânico, acredita-se que esse tempo seja necessário para o componente contrátil do músculo esticar a componente elástico

série. Durante esse tempo, a frouxidão muscular é eliminada. Uma vez que a componente elástica série é suficientemente esticada, o desenvolvimento da tensão prossegue. O comprimento do atraso eletromecânico varia consideravelmente entre os músculos humanos, com valores de 20 a 100 ms relatados.

Pesquisadores encontraram atrasos eletromecânicos mais curtos produzidos por músculos com altos percentuais de fibras de contração rápida, em comparação com músculos com altos percentuais de fibras de contração lenta. O desenvolvimento de forças de contração mais altas também está associado a atrasos eletromecânicos mais curtos. Fatores como comprimento muscular, tipo de contração, velocidade de contração e fadiga, no entanto, não parecem afetar o atraso eletromecânico. Atraso eletromecânico é mais longo nas seguintes condições: imediatamente após o alongamento passivo, vários dias após o exercício excêntrico, resultando em dano muscular, após um período de treinamento de resistência, e quando a contração é iniciada a partir de um estado de repouso em comparação com um estado ativado. Atraso eletromecânico em crianças também é significativamente mais longo que em adultos (HALL, 2011).

O tempo necessário para um músculo desenvolver a tensão isométrica máxima pode ser um segundo completo após o atraso eletromecânico. Tempos de desenvolvimento de força máximos mais curtos estão associados a uma alta porcentagem de fibras rápidas no músculo e com um estado treinado (HALL, 2011).

Força muscular, potência e resistência

Nas avaliações práticas da função muscular, as características geradoras de força do músculo são discutidas dentro dos conceitos de força muscular, potência e resistência. Essas características da função muscular têm implicações significativas para o sucesso em diferentes formas de atividade física extenuante, como rachar a madeira, lançar um dardo ou caminhar por uma trilha na montanha. Entre os idosos e indivíduos com distúrbios ou lesões neuromusculares, a manutenção de força e resistência muscular adequadas é essencial para a realização de atividades diárias e evitar lesões.

Força muscular

Quando os cientistas extraem um músculo de um animal experimental e o estimulam eletricamente em um laboratório, eles podem medir diretamente a força gerada pelo músculo. É em grande parte de um trabalho experimental controlado desse tipo que nossas compreensões das relações força-velocidade e comprimento-tensão para o tecido muscular são derivadas. No corpo humano, no entanto, não é conveniente avaliar diretamente a força produzida por um determinado músculo (HALL, 2011).

A avaliação mais direta da “força muscular” comumente praticada é uma medida do torque máximo gerado por um grupo muscular inteiro em uma articulação. A força muscular, então, é medida em função da capacidade de geração de força coletiva de um determinado grupo muscular funcional. Mais especificamente, a força muscular é a capacidade de um determinado grupo muscular de gerar torque em uma determinada articulação.

O torque é o produto da força e do braço de momento da força, ou a distância perpendicular na qual a força atua a partir de um eixo de rotação. Resolver uma força muscular em dois componentes ortogonais, perpendiculares e paralelos ao osso fixado, fornece uma imagem clara do efeito de produção de torque do músculo. Como o componente da força muscular direcionada perpendicularmente ao osso anexado produz torque, ou um efeito rotatório, esse componente é denominado componente rotatório da força muscular. O tamanho do componente rotativo é máximo quando o músculo está orientado a 90° em relação ao osso, com mudança no ângulo de orientação em qualquer direção, diminuindo-o progressivamente.

As máquinas de resistência isocinética são projetadas para combinar com o tamanho do componente rotativo da força muscular ao longo da amplitude de movimento articular. O componente de força muscular que atua paralelamente ao osso fixado não produz torque, uma vez que é direcionado por meio do centro articular e, portanto, possui um braço de momento de zero. Esse componente, no entanto, pode fornecer uma influência estabilizadora ou uma influência de deslocamento, dependendo de estar direcionada para longe do centro articular.

A luxação real de uma articulação raramente ocorre a partir da tensão desenvolvida por um músculo, mas se um componente de luxação da força muscular estiver presente, ocorre uma tendência para a luxação. Se o cotovelo estiver em um ângulo agudo em mais de 90° de flexão, por exemplo, a tensão produzida pelo bíceps tende a afastar o raio de sua articulação com o úmero, diminuindo assim a estabilidade do cotovelo nessa posição particular. Portanto, a força muscular é derivada tanto da quantidade de tensão que os músculos podem gerar quanto dos braços dos músculos contribuintes em relação ao centro articular. Ambas as fontes são afetadas por vários fatores (HALL, 2011).

A capacidade geradora de tensão de um músculo está relacionada à sua área transversal e ao seu estado de treinamento. A capacidade de geração de força por área de seção transversal do músculo é de aproximadamente 90 N/cm². Com treinamento de força concêntrico e excêntrico, ganhos de força em aproximadamente as primeiras 12 semanas parecem estar mais relacionados à melhora da inervação do músculo treinado do que ao aumento da sua área de seção transversal. Essa noção é ainda reforçada pelo fato de que o treinamento de força unilateral também produz ganhos de força no membro contralateral destreinado. As adaptações neurais que ocorrem com o treinamento de resistência podem incluir aumento das taxas de aterramento neuronal, aumento da excitabilidade dos motoneurônios e diminuição da inibição pré-sináptica, diminuição das vias neurais inibitórias e aumento dos níveis de produção motora do sistema nervoso central. Recentes pesquisas sugerem que a hipertrofia muscular em resposta ao exercício resistido é pelo menos parcialmente regulada pela composição genética de cada indivíduo.

O braço do momento de um músculo é afetado por dois fatores igualmente importantes: (a) a distância entre a fixação anatômica do músculo ao osso e o eixo de rotação no centro articular, e (b) o ângulo de fixação do músculo ao osso, que é tipicamente uma função do ângulo articular relativo. A maior quantidade de torque é produzida pela tensão máxima em um músculo que é orientado em um ângulo de 90° em relação ao osso, e anatomicamente preso o mais longe possível do centro articular (HALL, 2011).

Potência muscular

A potência mecânica é o produto da força e da velocidade. A potência muscular é, portanto, o produto da força muscular e da velocidade de encurtamento muscular. A potência máxima ocorre em aproximadamente um terço da velocidade máxima e em aproximadamente um terço da força concêntrica máxima. Pesquisas indicam que o treinamento projetado para aumentar a potência muscular em uma faixa de resistência ocorre mais efetivamente com cargas de um terço de uma repetição máxima. Como nem a força muscular nem a velocidade de encurtamento muscular podem ser medidas diretamente em um ser humano íntegro, a força muscular é mais geralmente definida como a taxa de produção de torque em uma articulação, ou o produto do torque líquido e a velocidade angular na articulação. Consequentemente, a força muscular é afetada tanto pela força muscular quanto pela velocidade de movimento (HALL, 2011).

A potência muscular é um importante contribuinte para atividades que exigem força e velocidade. O melhor arremesso de peso de uma equipe não é necessariamente o melhor arremesso de peso, porque a capacidade de acelerar o arremesso é um componente crítico do sucesso no evento. Esforços atléticos que exigem movimentos explosivos, como levantamento de peso olímpico, arremesso, salto e corrida, são baseados na capacidade de gerar força muscular.

Como as fibras de contração rápida desenvolvem tensão mais rapidamente que as fibras de contração lenta, uma grande porcentagem de fibras rápidas em um músculo é um recurso para um treinamento individual para um evento baseado em potência muscular. Indivíduos com predominância de fibras rápidas geram mais potência em uma determinada carga do que indivíduos com uma alta porcentagem de composições de fibras de contrações lentas.

Resistência muscular

A resistência muscular é a capacidade do músculo de exercer tensão ao longo do tempo. A tensão pode ser constante, como quando um ginasta executa uma cruz de ferro, ou pode variar ciclicamente, como durante o remo, a corrida e o ciclismo. Quanto mais tempo for

exercida a tensão, maior será a resistência. Embora a força muscular máxima e a potência muscular máxima sejam conceitos relativamente específicos, a resistência muscular é menos bem compreendida, porque os requisitos de força e velocidade da atividade afetam drasticamente o período de tempo que ela pode ser mantida. Treinar para resistência muscular tipicamente envolve um grande número de repetições contra resistência relativamente leve. Esse tipo de treinamento não aumenta o diâmetro da fibra muscular (HALL, 2011).

Fadiga muscular

A fadiga muscular foi definida como uma redução induzida pelo exercício na capacidade de força máxima do músculo. A fatigabilidade também é o oposto da resistência. Quanto mais rapidamente um músculo fadigar, menos resistência ele tem. Um conjunto complexo de fatores afeta a taxa de fadiga muscular, incluindo o tipo e a intensidade do exercício, os grupos musculares específicos envolvidos e o ambiente físico em que a atividade ocorre. Além disso, dentro de um determinado músculo, a composição do tipo de fibra e o padrão de ativação da unidade motora desempenham um papel na determinação da taxa na qual um músculo se desgasta. No entanto, esta é uma área de compreensão em evolução, com uma quantidade considerável de pesquisas relacionadas em andamento (HALL, 2011).

Características da fadiga muscular incluem redução na capacidade de produção de força muscular e velocidade de encurtamento, bem como relaxamento prolongado das unidades motoras entre o recrutamento. A atividade muscular de alta intensidade ao longo do tempo também resulta em duração prolongada de contração muscular e um potencial prolongado de ação do sarcolema de amplitude reduzida. Uma fibra muscular atinge a fadiga absoluta, uma vez que é incapaz de desenvolver tensão quando estimulada pelo seu axônio motor. A fadiga também pode ocorrer no próprio neurônio motor, tornando-o incapaz de gerar um potencial de ação.

Pesquisas mostraram que a proporção de fibras lentas no vasto lateral do quadríceps está diretamente relacionada ao tempo que um nível de 50% da tensão isométrica máxima

pode ser mantido. As causas específicas da fadiga muscular não são bem compreendidas. No entanto, um corpo crescente de evidências indica que a redução na taxa de liberação e captação de cálcio intracelular pelo retículo sarcoplasmático está envolvida.

Até três mecanismos diferentes de liberação reduzida de cálcio foram identificados, mas não são compreendidos de forma incompleta. Algumas evidências experimentais sugerem que o deslizamento dos filamentos de actina e miosina durante a contração muscular repetida reduz a afinidade por cálcio nos locais de captação nos filamentos de actina fina. Uma variedade de outros fatores também tem sido implicada no desenvolvimento de fadiga, incluindo aumentos na acidez muscular e potássio intracelular e diminuições no suprimento de energia muscular e oxigênio intracelular (HALL, 2011).

Efeito da temperatura muscular

À medida que a temperatura do corpo aumenta, as velocidades das funções nervosas e musculares aumentam. Isso causa uma mudança na curva força-velocidade, com um valor mais alto de tensão isométrica máxima e uma velocidade máxima de encurtamento mais alta possível em qualquer carga. Em uma temperatura elevada, a ativação de menos unidades motoras é necessária para sustentar uma determinada carga. Os processos metabólicos que fornecem oxigênio e removem os produtos residuais para o músculo em atividade também aumentam a temperatura corporal. Esses benefícios resultam em aumento da força muscular, força e resistência e fornecem a justificativa para o aquecimento antes de um esforço atlético.

Notavelmente, esses benefícios são independentes de qualquer mudança na elasticidade das unidades musculotendíneas, pois pesquisas demonstraram que as propriedades mecânicas do músculo e tendão não são alteradas com aquecimento ou resfriamento na faixa fisiológica. A função muscular é mais eficiente a 38,5°C. A elevação da temperatura corporal além deste ponto pode ocorrer durante exercícios extenuantes em condições de alta temperatura ambiente e/ou umidade e pode ser extremamente perigosa, possivelmente resultando em exaustão pelo calor ou insolação. Os participantes de práticas esportivas de longa distância que envolvam corrida ou ciclismo devem estar

particularmente cientes dos riscos potenciais associados à competição nesses ambientes (HALL, 2011).

Caro(a) aluno(a), chegamos ao final desta unidade e foi possível notar que o músculo é elástico e extensível e responde à estimulação. Mais importante, no entanto, é o único tecido biológico capaz de desenvolver tensão. A unidade funcional do sistema neuromuscular é a unidade motora, composta por um único neurônio motor e todas as fibras que ele inerva. As fibras de uma determinada unidade motora são de contração lenta ou fadiga rápida. As fibras de contração lenta e rápida são tipicamente encontradas em todos os músculos, embora a composição proporcional da fibra varie.

Além disso, também aprendemos que o número e a distribuição de fibras dentro dos músculos parecem ser geneticamente determinados e relacionados à idade. Dentro dos músculos esqueléticos humanos, os arranjos de fibras são paralelos ou penados. Os arranjos de fibra penadas promovem a produção de força, enquanto o arranjo de fibra paralela permite maior encurtamento do músculo. O músculo responde à estimulação desenvolvendo tensão. Dependendo do que outras forças atuam, no entanto, a ação resultante pode ser concêntrica, excêntrica ou isométrica, para encurtamento muscular, alongamento ou permanência inalterada em comprimento.

Ainda nesta unidade, vimos que o sistema nervoso central direciona o recrutamento de unidades motoras de tal forma que a velocidade e a magnitude do desenvolvimento da tensão muscular são bem compatíveis com os requisitos da atividade. Existem relações bem definidas entre a produção de força muscular e a velocidade de encurtamento muscular, o comprimento do músculo no momento da estimulação e o tempo desde o início do estímulo. Por causa da contribuição adicional dos componentes elásticos do músculo e da facilitação neural, a produção de força é aumentada quando um músculo é ativamente pré-estirado. O desempenho muscular é tipicamente descrito em termos de força muscular, potência e resistência. Do ponto de vista biomecânico, a força é a capacidade de um grupo muscular gerar torque em uma articulação, a potência é a taxa de produção de torque em uma articulação e a resistência é a resistência à fadiga. Bons estudos!

ATIVIDADE

- 4) O recrutamento da unidade motora depende da força/resistência do exercício. Com exercício de intensidade, as unidades motoras Tipo são recrutadas. Quando a carga é aumentada, o Tipo IIa será recrutado com a ajuda das fibras Tipo I. Quando a carga se torna ainda maior, o Tipo IIb será recrutado com a ajuda das unidades motoras Tipo IIa e Tipo I. Em relação às unidades motoras, identifique a alternativa correta.
- a) As unidades motoras das fibras rápidas são supridas por nervos mais fáceis de serem ativados.
 - b) O sistema nervoso central combina a velocidade e magnitude da contração muscular com as exigências do movimento.
 - c) As fibras lentas são as últimas a serem ativadas, mesmo quando o movimento do membro resultante é rápido.
 - d) As unidades motoras das fibras de contração lenta geralmente são inervadas por neurônios que têm limiares baixos.
 - e) As unidades motoras com limites mais altos não são ativadas quando aumenta a força, velocidade ou duração da atividade.

INDICAÇÕES DE LEITURA

Nome do livro: Biomecânica Básica

Editora: Guanabara Koogan

Edição: 7^a

Autora: Susan J. Hall

ISBN: 978-8527728683

Comentário: Este livro vai abordar a importância da biomecânica com uma visão interdisciplinar e apresentar pesquisas recentes e relevantes sobre a utilização da biomecânica na prática clínica e também vai ajudar você a ter um olhar crítico na análise do movimento humano. Alguns dos exemplos do funcionamento de nossos sistemas de forma qualitativa e quantitativa serão abordados de forma integrada e também a aplicação de problemas que podem acontecer com nosso corpo e que altera toda a biomecânica dos sistemas.

INDICAÇÕES DE LEITURA

Nome do livro: Biomecânica funcional: Membros, cabeça, tronco

Editora: Manole

Edição: 1^a

Autores: Michel Dufour e Michel Pillu

ISBN: 978-8520438565

Comentário: Este livro vai abordar o sistema musculoesquelético do nosso corpo e alguns conceitos fundamentais da biomecânica funcional e com isso ele vai proporcionar a você, aluno(a), um alicerce consistente para decidir os programas terapêuticos quando for atuar na prática. Alguns dos temas abordados será o uso da biomecânica no cotidiano, termos e movimentos posicionais, o conhecimento por dentro dos músculos, como ocorre o processo de contração muscular, dentre outros temas relevantes para biomecânica.

INDICAÇÕES DE FILME

Nome do filme: O Corpo Humano – Superinteressante

Gênero: Documentário

Ano: 2008

Elenco principal: Peter Macpherson

Comentário: O filme aborda assuntos que são de extrema pertinência para nós que estamos estudando o funcionamento do sistema ósseo e muscular e sua relação com a biomecânica. Neste documentário, você conseguirá entender um pouco mais sobre as relações que os sistemas do nosso corpo fazem com outros sistemas e com ele próprio. Entenderemos também as funções e localizações anatômicas de cada órgão. Portanto, vale a pena assistir, pois é importante e de muita qualidade. Bom proveito!

UNIDADE II

**A biomecânica das articulações e os movimentos
corporais**

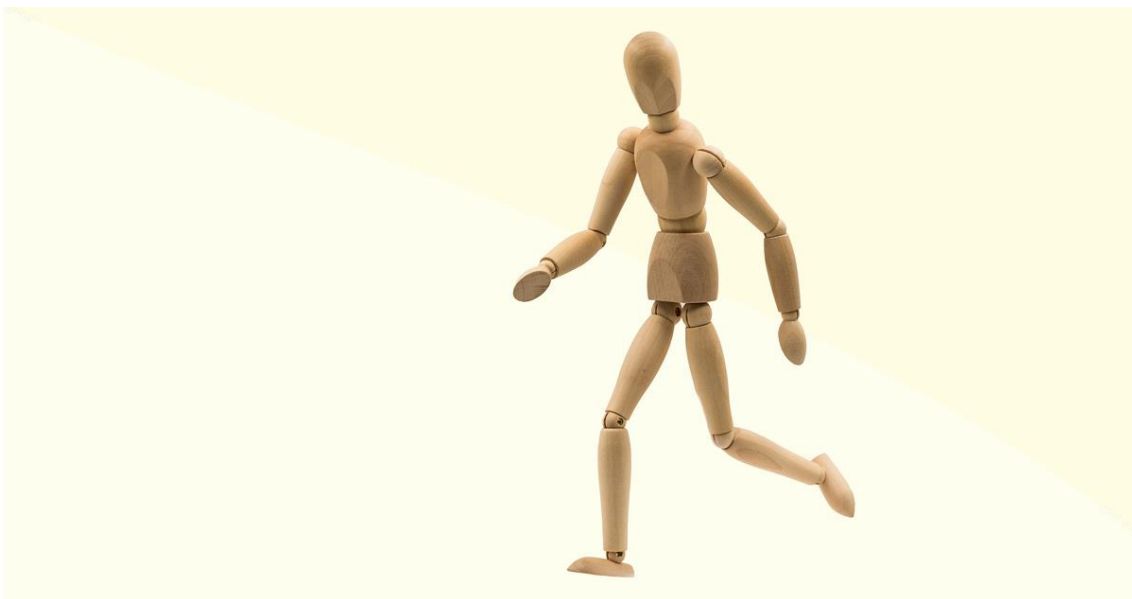
Mateus Dias Antunes

Introdução

Esta unidade fornece a você, aluno(a), uma visão da biomecânica do sistema articular. O corpo humano pode ser visto como uma máquina formada por muitas partes diferentes que permitem o movimento. Esses movimentos ocorrem nas muitas articulações formadas pelas partes específicas que compõem o sistema musculoesquelético do nosso corpo.

As discussões biomecânicas requerem uma nomenclatura específica, que possibilita a comunicação entre pessoas que trabalham em uma ampla variedade de disciplinas. Esta unidade também vai apresentar os principais conceitos dos movimentos corporais e sua relação com a biomecânica.

Bons estudos!



Fonte: Ilona Shorokhova / 123RF.

A BIOMECÂNICA DAS ARTICULAÇÕES

As articulações do corpo humano governam amplamente as capacidades de movimento direcional dos segmentos corporais. A estrutura anatômica de uma determinada articulação, como o joelho não lesionado, varia pouco de pessoa para pessoa; assim como as direções nas quais os segmentos do corpo em anexo, como a coxa e a perna, podem se mover na articulação.

No entanto, as diferenças na rigidez relativa ou flacidez dos tecidos moles circundantes resultam em diferenças nas amplitudes de movimento das articulações.

Caro(a) aluno(a), nesta unidade, vamos discutir um pouco sobre os aspectos biomecânicos da função articular, incluindo os conceitos de estabilidade articular e flexibilidade articular e implicações relacionadas a alterações. Vamos lá?

Arquitetura conjunta

Os anatomistas categorizam as articulações de várias maneiras, com base na complexidade da articulação, no número de eixos presentes, na geometria da articulação ou nas capacidades de movimentação. Uma vez que neste capítulo vamos concentrar nos estudos do movimento humano, um sistema de classificação conjunta baseado em capacidades de movimento será apresentado a seguir.

Articulação Imóvel

A seguir, veremos as articulações sinartrose, suturas e sindesmoses.

Sinartrose

Estas articulações fibrosas podem atenuar a força (absorver o choque), mas permitem pouco ou nenhum movimento dos ossos que se articulam.

Suturas

Nestas articulações, as chapas ósseas articuladas com ranhuras irregulares se encaixam de perto e são firmemente conectadas por fibras que são contínuas com o perióstio. As fibras começam a ossificar no início da idade adulta e acabam por ser completamente substituídas por osso. O único exemplo no corpo humano são as suturas do crânio (Figura 2.1).

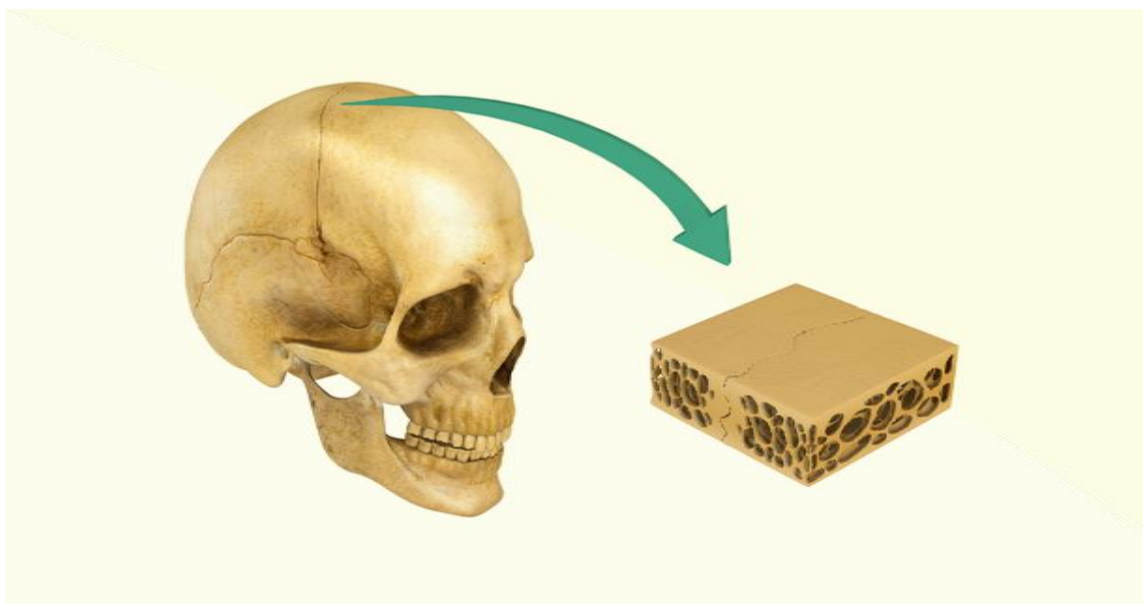


Figura 2.1 - Sutura do osso do crânio

Fonte: Naveen Kalwa / 123RF.

A seguir, veremos as sindesmoses.

Sindesmoses

Nessas articulações, o tecido denso fibroso liga os ossos, permitindo movimentos extremamente limitados. Exemplos incluem as articulações coracoacromial, média-radioulnar, média-tibiofibular e tibiofibular inferior.

Articulações ligeiramente móveis

A seguir, veremos as articulações anfiartroses, sincondroses e sínfises.

Anfiartroses

Essas articulações cartilaginosas atenuam as forças aplicadas e permitem mais movimento dos ossos adjacentes do que as articulações sinartrodiais.

Sincondroses

Nessas articulações, os ossos articulares são mantidos juntos por uma fina camada de cartilagem hialina. Exemplos incluem as articulações esternocostais e as placas epifisárias (antes da ossificação).

Sínfises

Nestas articulações, placas finas de cartilagem hialina separam um disco de fibrocartilagem dos ossos. Exemplos incluem as articulações vertebrais e a sínfise púbica (Figura 2.2).

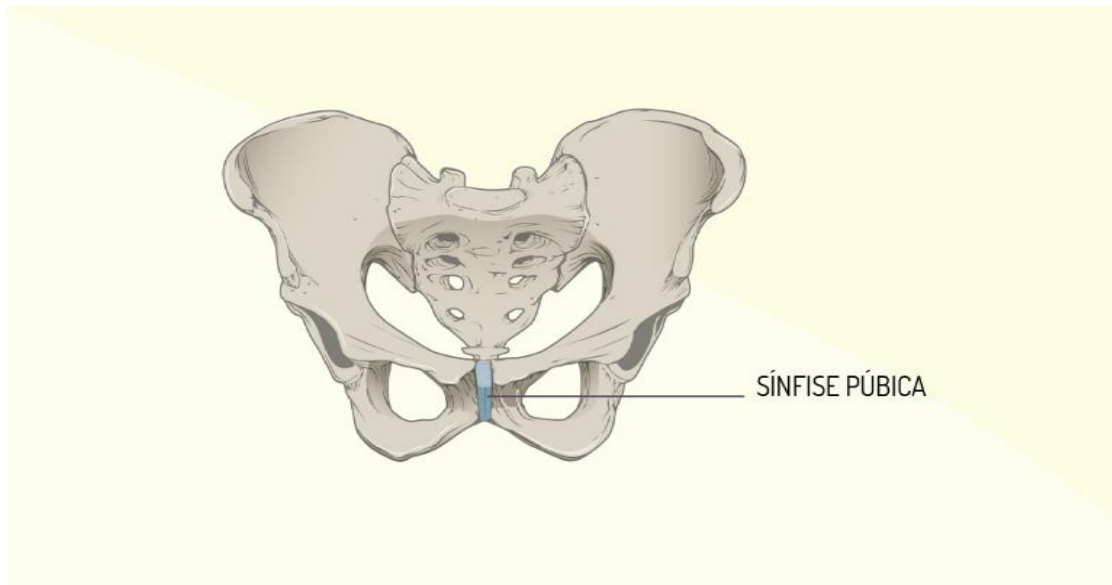


Figura 2.2 - Sínfise púbica

Fonte: Adaptada de OpenStax College / Wikimedia Commons.

A seguir, veremos as articulações livremente móveis.

Articulações livremente móveis

Neste tópico, veremos as articulações, o deslizamento, a dobradiça, o pivô, o condiloide, a sela, a esfera e o encaixe.

Diartrose ou sinovial

Nessas articulações, as superfícies ósseas articulares são revestidas por uma cartilagem articular, uma cápsula articular que circunda a articulação e um revestimento sinovial de membrana. A parte interna da cápsula articular é preenchida por um lubrificante chamado de fluido sinovial. Existem muitos tipos de articulações sinoviais.

Deslizamento

Nessas articulações, as superfícies ósseas articulares estão quase flácidas e o único movimento permitido é o deslizamento não axial. Exemplos incluem as articulações intermetatarsal, intercarpal e intertarsal e as articulações das vértebras.

Dobradiça

Uma superfície óssea articulada é convexa e a outra é côncava nessas articulações. Ligamentos colaterais fortes restringem o movimento a um movimento planar e semelhante a uma articulação. Exemplos incluem as articulações ulnovertebral e interfalângica.

Pivô

Nestas articulações, a rotação é permitida em torno de um eixo. Exemplos incluem a articulação atlantoaxial e as articulações radioulnar proximal e distal.

Condiloide

Uma superfície óssea articular é uma forma convexa ovular, e a outra é uma superfície côncava de forma recíproca nessas articulações. Flexão, extensão, abdução, adução e circundução são permitidas. Exemplos incluem o segundo por meio das articulações metacarpofalângicas e radiocárpicas.

Sela

As superfícies ósseas de articulação são moldadas como o assento de uma sela de equitação nessas articulações. A capacidade de movimentação é a mesma da articulação

condiloide, mas é permitida maior amplitude de movimento. Um exemplo é a articulação carpometacarpiana do polegar.

Esfera e encaixe

Nessas articulações, as superfícies dos ossos articulados são reciprocamente convexas e côncavas. A rotação nos três planos de movimento é permitida. Exemplos incluem as articulações do quadril e ombro.

Veja na Figura 2.3 os principais tipos básicos de movimento de articulações humanas.

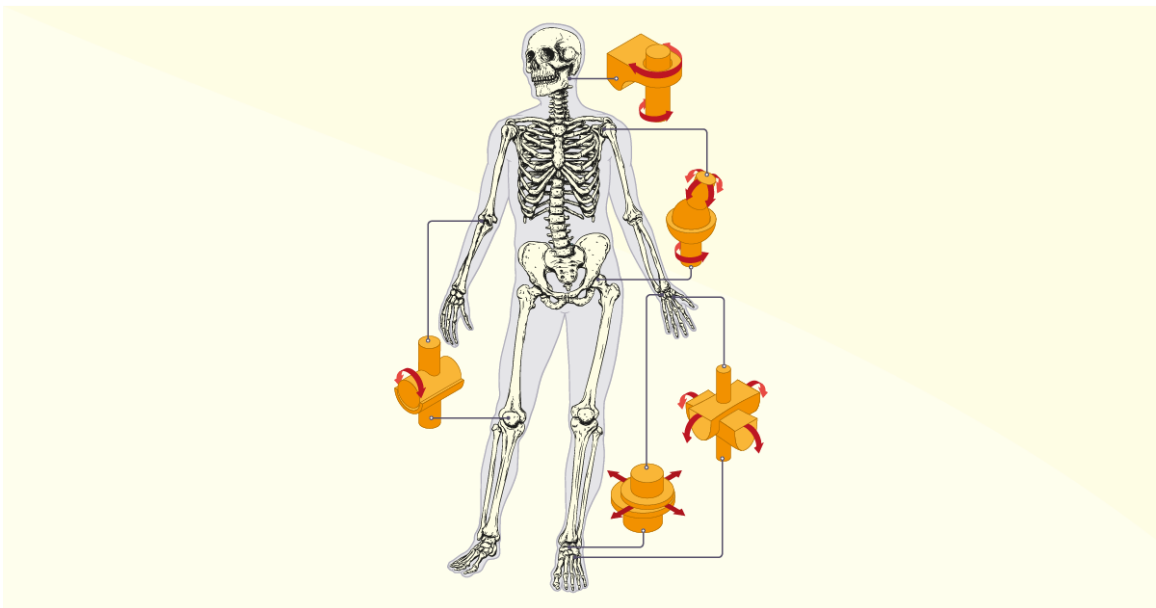


Figura 2.3 - Tipos básicos de movimento de articulações humanas

Fonte: Lukaves / 123RF.

As articulações sinoviais variam amplamente nas capacidades de estrutura e movimento. Elas são comumente categorizadas de acordo com o número de eixos de rotação

presentes. Articulações que permitem movimento em torno de um, dois e três eixos de rotação são referidas, respectivamente, como uniaxial, biaxial e triaxial.

Algumas articulações onde apenas o movimento limitado é permitido em qualquer direção são denominadas articulações não axiais. As capacidades de movimento articular também são, às vezes, descritas em termos de graus de liberdade, ou o número de planos nos quais a articulação permite o movimento (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Uma articulação uniaxial tem um grau de liberdade, uma articulação biaxial tem dois graus de liberdade e uma articulação triaxial tem três graus de liberdade. Duas estruturas sinoviais frequentemente associadas a articulações diartrodiais são bursas e bainhas de tendões.

As bursas são pequenas cápsulas, revestidas de membranas sinoviais e cheias de líquido sinovial, que amortecem as estruturas que elas separam. A maioria das bursas separa os tendões do osso, reduzindo a fricção nos tendões durante o movimento articular. Algumas bursas, como a bolsa olécrano do cotovelo, separam o osso da pele (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

As bainhas dos tendões são estruturas sinoviais de dupla camada que envolvem os tendões posicionados em íntima associação com os ossos. Muitos dos tendões dos músculos longos que atravessam as articulações do punho são protegidos pelas bainhas dos tendões.

Cartilagem articular

As articulações de um dispositivo mecânico devem ser devidamente lubrificadas se as partes móveis da máquina se movimentarem livremente e não se desgastam umas contra as outras. No corpo humano, um tipo especial de tecido conjuntivo denso e branco conhecido como cartilagem articular fornece uma lubrificação protetora (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Uma camada protetora de 1 a 5 mm de espessura deste material reveste as extremidades dos ossos que se articulam nas articulações diartrodiais. A cartilagem articular serve a dois propósitos importantes:

- dissemina cargas na articulação em uma área ampla de modo que a quantidade de estresse em qualquer ponto de contato entre os ossos é reduzida;
- permite o movimento dos ossos articulares na articulação com fricção e desgaste mínimos.

A cartilagem articular é um tecido macio, poroso e permeável que é hidratado. Consiste em células especializadas chamadas condrócitos incorporados em uma matriz de fibras de colágeno, proteoglicanos e proteínas não colágenas. A matriz protege os condrócitos e também sinaliza mudanças na pressão local para os condrócitos.

Os condrócitos mantêm e restauram o desgaste da cartilagem, embora essa capacidade diminui com o envelhecimento e afecções. As densidades dos condrócitos e as estruturas matriciais variaram entre as articulações, bem como dentro de uma determinada articulação, dependendo da carga mecânica sustentada (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Sob carga na articulação, a cartilagem articular se deforma, exsudando o fluido sinovial. Nas articulações sinoviais saudáveis, onde as extremidades ósseas articuladas são cobertas com cartilagem articular, o movimento de uma extremidade óssea sobre a outra é tipicamente acompanhado por um fluxo de fluido sinovial que é pressionado para fora da área de contato móvel e também sugado para trás da área de contato.

Ao mesmo tempo, a permeabilidade da cartilagem é reduzida na área de contato direto, proporcionando uma superfície na qual o filme fluido pode se formar sob a carga. Quando o carregamento da articulação ocorre a uma taxa baixa, os componentes sólidos da matriz da cartilagem resistem à carga. Quando a carga é mais rápida, no entanto, é o fluido dentro da matriz que sustenta principalmente a pressão.

A cartilagem pode reduzir o estresse máximo de contato que atua em uma articulação em 50% ou mais. A lubrificação fornecida pela cartilagem articular é tão eficaz que o atrito presente em uma articulação é de apenas 17 a 33% da fricção de um **patim** no gelo sob a mesma carga.

Durante o crescimento normal, a cartilagem articular em uma articulação, como o joelho, aumenta de volume à medida que a altura da criança aumenta. Curiosamente, não há

relação entre acumulação de cartilagem no joelho e mudança de peso. Crianças que praticam vigorosas atividades esportivas armazenam cartilagem do joelho mais rápida do que aquelas que não praticam essas atividades esportivas vigorosas. Além disso, os meninos tendem a ganhar cartilagem do joelho mais rápido do que as meninas (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Infelizmente, uma vez danificada, a cartilagem articular tem pouca ou nenhuma capacidade de cicatrizar ou regenerar por conta própria. Em vez disso, as lesões neste tecido tendem a progredir, com cada vez mais o revestimento protetor das extremidades ósseas articuladas desgastadas, resultando em artrite degenerativa.

Uma abordagem promissora para reparar danos à cartilagem articular é a regeneração autóloga da cartilagem, um procedimento mediante o qual os condrócitos saudáveis (células de cartilagem) são removidos artroscopicamente da articulação do paciente e, então, cultivados em laboratório usando princípios de engenharia de tecidos. Depois de algumas semanas, as células se transformaram em *plugues* de cartilagem articular que podem ser inseridos artroscopicamente na área danificada da cartilagem.

Entre atletas tratados por alteração articular com esse procedimento, 73% recuperaram suficientemente a função articular para retornar à participação esportiva. Fatores que influenciam a capacidade de um atleta em participar de esportes competitivos incluem a idade do atleta, a duração da afecção, o nível de jogo, a extensão dos danos da cartilagem e a morfologia do tecido de reparo (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Sendo assim, pesquisas estão em andamento para investigar o potencial para uma variedade de novas abordagens para o tratamento de cartilagem degenerada, incluindo o uso de células-tronco mesenquimais, engenharia de tecidos e tecnologia de transferência de genes.

Fibrocartilagem Articular

Em algumas articulações, a fibrocartilagem articular tem o formato de um disco fibrocartilaginoso ou até mesmo de discos parciais, chamados de meniscos. Esse tipo de

cartilagem também está presente entre os ossos articulados. Os discos intervertebrais (Figura 2.4) é um exemplo de uma fibrocartilagem articular. Eles estão localizados entre as vértebras da coluna.

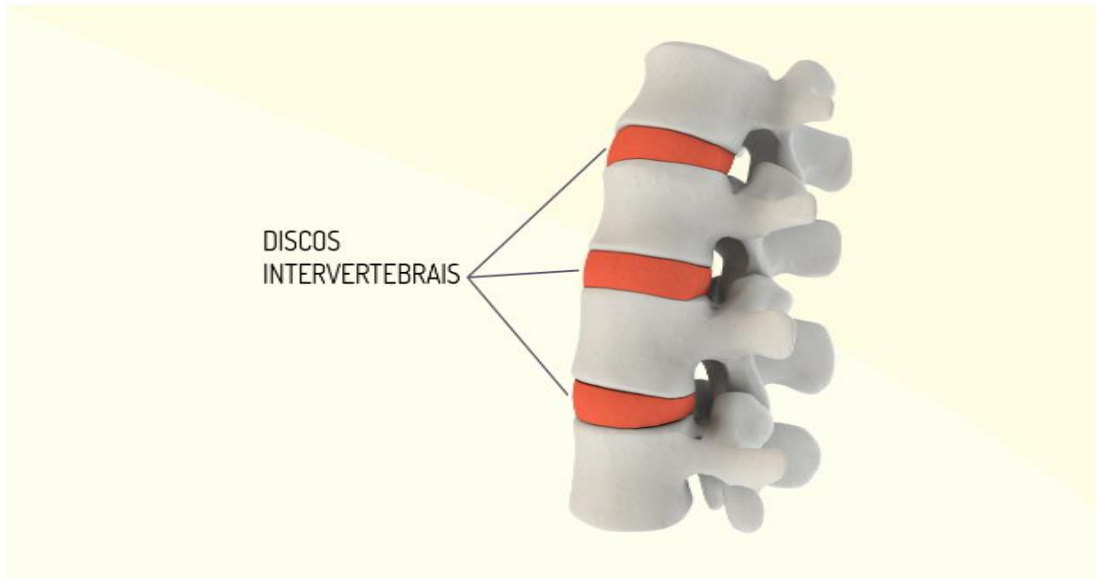


Figura 2.4 - Discos invertebrais

Fonte: Stylephotographs / 123RF.

Os meniscos do joelho (Figura 2.5) são exemplos de fibrocartilagem articular. Eles estão localizados entre a articulação do joelho e são responsáveis por reduzir o impacto articular.

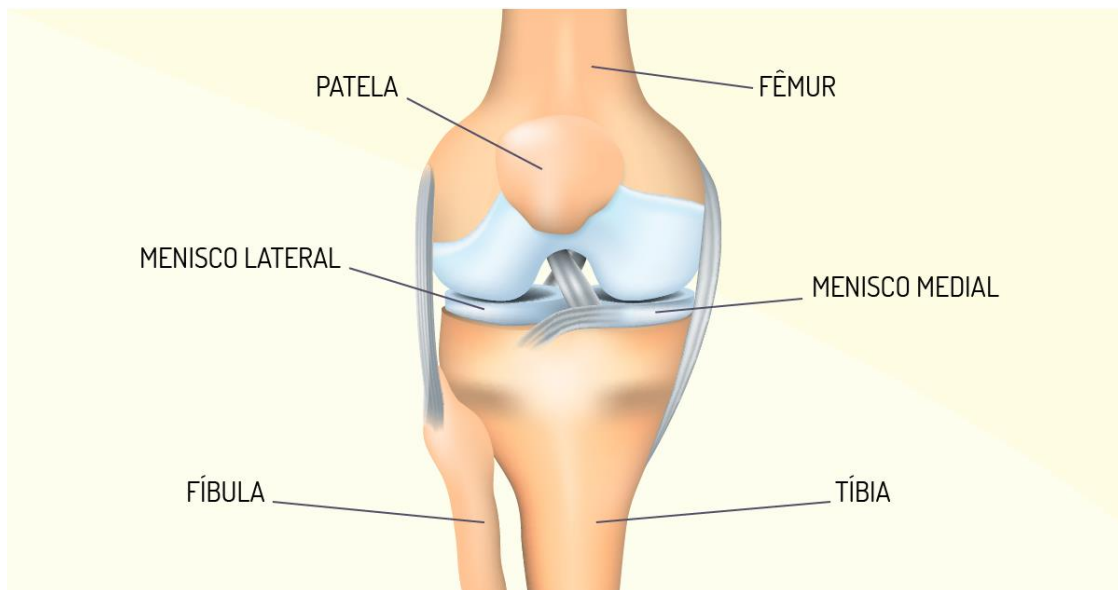


Figura 2.5 - Meniscos

Fonte: Designua / 123RF.

Os papéis possíveis do menisco e dos discos intervertebrais incluem o seguinte:

- distribuição de cargas sobre as superfícies articulares;
- melhoria do ajuste das superfícies de articulação;
- limitação de tração ou escorregamento de um osso em relação a outro;
- proteção da periferia da articulação;
- lubrificação;
- absorção de choque.

Tecido Conjuntivo Articular

Os tendões são responsáveis por conectar os músculos aos ossos, e os ligamentos, que conectam os ossos a outros ossos. Essa estrutura é considerada um tecido passivo e composto em grande parte por fibras elásticas e colágenas. Tendões e ligamentos não têm a capacidade de se contrair como tecido muscular, mas são ligeiramente extensíveis.

Esses tecidos são elásticos e retornarão ao seu comprimento original após serem esticados, a menos que sejam esticados além de seus limites elásticos. Um tendão ou ligamento esticado além do seu limite elástico durante uma lesão permanece esticado e pode ser restaurado ao seu comprimento original apenas por meio de cirurgia.

Tem sido evidenciado que os tendões são rotineiramente submetidos à cicatrização para reparar microfraturas internas ao longo da vida, a fim de permanecerem intactas. Tendões e ligamentos, como os ossos, respondem ao estresse mecânico alterado por hipertrofização ou atrofia.

O exercício regular ao longo do tempo resulta em aumento de tamanho e força de ambos os tendões e ligamentos, bem como aumento da força das junções entre tendões ou ligamentos e osso. Evidências sugerem que o tamanho de um ligamento como o ligamento cruzado anterior (LCA) é proporcional à força de seus antagonistas (neste caso, os músculos quadríceps).

Os tendões e ligamentos podem não apenas cicatrizar após a ruptura, mas em alguns casos regenerar em sua totalidade, como evidenciado, por exemplo, de regeneração completa do tendão semitendíneo após sua remoção cirúrgica para reparo das rupturas do ligamento cruzado anterior (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Estabilidade conjunta

A estabilidade de uma articulação é considerada como a sua capacidade de resistir à luxação. Exclusivamente, é a capacidade de resistir ao deslocamento de uma extremidade óssea em relação à outra extremidade óssea, abstendo-se de lesões nos ligamentos, tendões musculares e músculos que envolvem a articulação. A estabilidade articular é influenciada por diferentes fatores.

Forma das superfícies de ossos articulados

Em muitas articulações mecânicas, as partes articuladas têm a forma exata dos opostos, de modo que se ajustam firmemente. No corpo humano, as extremidades articulares dos ossos são geralmente moldadas como superfícies convexas e côncavas (Figura 2.6).

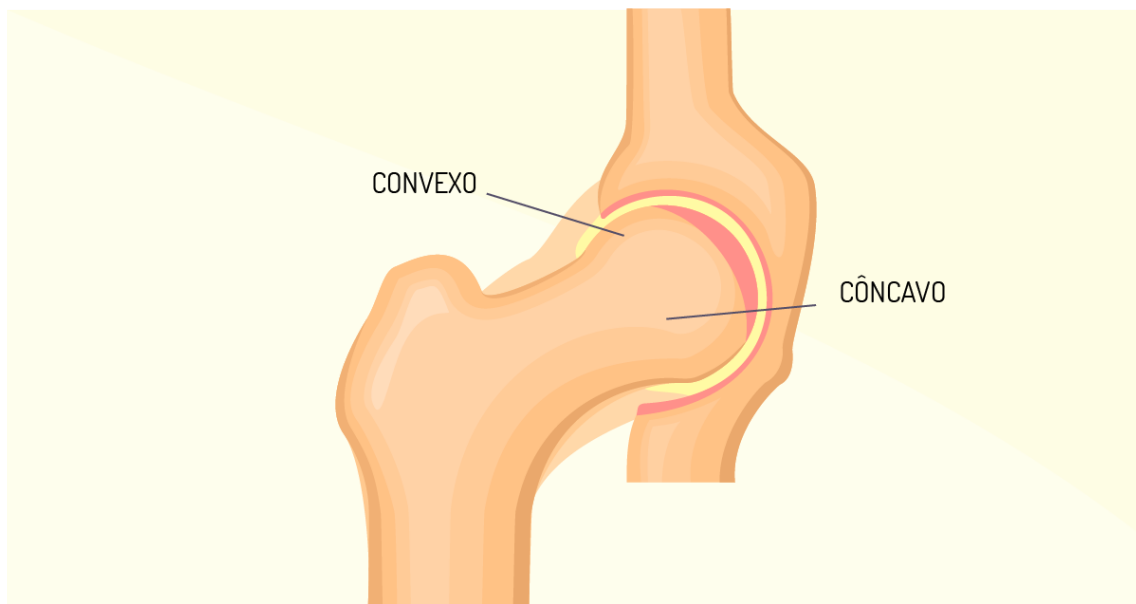


Figura 2.6 - Superfície convexa e côncava

Fonte: Adaptada de Tatiana Shepeleva / 123RF.

Embora a maioria das articulações tenha superfícies articuladas de forma recíproca, essas superfícies não são simétricas, e normalmente há uma posição de melhor ajuste na qual a área de contato é máxima. Isso é conhecido como a posição compacta, e é nessa posição que a estabilidade da articulação é geralmente maior.

Qualquer movimento dos ossos na articulação, longe da posição compacta, resulta em uma posição solta, com redução da área de contato. Algumas superfícies articulares são moldadas de modo que, tanto nas posições próximas quanto nas meias, existe uma área grande ou pequena de contato e, conseqüentemente, mais ou menos estabilidade.

Por exemplo, o acetábulo fornece uma cavidade relativamente profunda para a cabeça do fêmur, e há sempre uma quantidade relativamente grande de área de contato entre os dois ossos, que é uma das razões pelas quais o quadril é uma articulação estável.

No ombro, entretanto, a pequena fossa glenoidal (Figura 2.7) tem um diâmetro vertical que é aproximadamente 75% do diâmetro vertical da cabeça umeral e um diâmetro horizontal que é 60% do tamanho da cabeça do úmero. Portanto, a área de contato entre esses dois ossos é relativamente pequena, contribuindo para a relativa instabilidade do complexo do ombro.

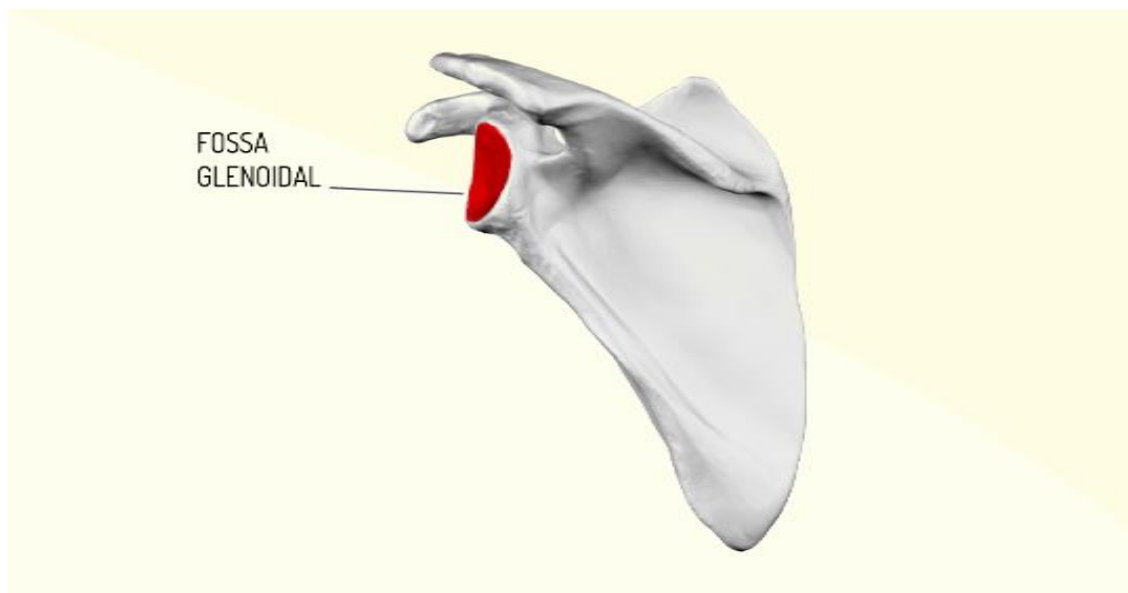


Figura 2.7 - Fossa glenoidal

Fonte: Polygon data is from BodyParts3D / Wikimedia Commons.

Ligeiras variações anatômicas nas formas e tamanhos das superfícies ósseas articulares em qualquer articulação entre os indivíduos são encontradas; portanto, algumas pessoas têm articulações mais ou menos estáveis que a média.

Arranjo de ligamentos e músculos

Ligamentos, músculos e tendões musculares afetam a estabilidade relativa das articulações. Em articulações como o joelho e o ombro, nas quais a configuração óssea não é particularmente estável, a tensão nos ligamentos e músculos contribui significativamente para a estabilidade da articulação, ajudando a manter as articulações ósseas juntas.

Se estes tecidos estiverem fracos devido ao desuso ou se forem negligenciados, a estabilidade da articulação será reduzida. Os ligamentos e músculos fortes geralmente aumentam a estabilidade das articulações. Por exemplo, o fortalecimento dos grupos quadríceps e isquiotibiais aumenta a estabilidade do joelho.

O ângulo de fixação da maioria dos tendões aos ossos é organizado de modo que quando o músculo exerce tensão, as extremidades articulares dos ossos na articulação cruzada são puxadas mais próximas, aumentando a estabilidade da articulação.

Essa situação é geralmente encontrada quando os músculos dos lados opostos de uma articulação produzem tensão simultaneamente. Quando os músculos estão fatigados, no entanto, eles são menos capazes de contribuir para a estabilidade das articulações, e as lesões são mais prováveis de ocorrer (TORTORA; GRABOWSKI, 2006). Veja na Figura 2.8 uma ruptura dos ligamentos cruzados.



Figura 2.8 - Ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA)

Fonte: Roberto Biasini / 123RF.

A ruptura dos ligamentos cruzados é mais provável quando a tensão nos músculos fatigados ao redor do joelho é inadequada para proteger os ligamentos cruzados de serem esticados além de seus limites elásticos.

Outros tecidos conectivos

Tecido conectivo branco fibroso, conhecido como fásia, envolve os músculos e os feixes de fibras musculares dentro dos músculos, fornecendo proteção e suporte. Um trato particularmente forte e proeminente da fásia, conhecido como banda iliotibial, cruza a face lateral do joelho, contribuindo para sua estabilidade. A fásia e a pele no exterior do corpo são outros tecidos que contribuem para a integridade das articulações.

Flexibilidade conjunta

Flexibilidade articular é uma nomenclatura utilizada para descrever a amplitude de movimento (ADM) de uma articulação permitida em cada um dos planos de movimento. A flacidez estática refere-se à ADM que está presente quando um segmento corporal é movimentado passivamente, enquanto a flexibilidade dinâmica representa quando a ADM pode ser alcançada movimentando ativamente um segmento corporal em ação da contração muscular.

Considera-se que a flexibilidade estática é o melhor indicador da relativa rigidez ou frouxidão de uma articulação em termos de implicações para o potencial de afecções. A flexibilidade dinâmica, no entanto, deve ser suficiente para não restringir a ADM necessária para a vida diária, trabalho ou atividades esportivas.

Pesquisas indicam que esses dois componentes de flexibilidade são independentes uns dos outros. Embora a flexibilidade geral das pessoas seja frequentemente comparada, a flexibilidade é na verdade específica para as articulações. Ou seja, uma extrema quantidade de flexibilidade em uma articulação não assegura o mesmo grau de flexibilidade em todas as articulações (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Medindo a amplitude de movimento da articulação

A ADM da articulação é medida direcionalmente em unidades de graus. Um goniômetro é usado para medir a ADM articular conforme ilustrado na Figura 2.9.



Figura 2.9 - Avaliação da amplitude de movimento articular do joelho (flexão)

Fonte: Roman Milert / 123RF.

Na posição anatômica, todas as articulações são consideradas em zero grau. A ADM para flexão no quadril é, portanto, considerada como sendo o tamanho do ângulo por meio do qual a perna estendida se move de zero graus para o ponto de máxima flexão.

A ADM para extensão (retorno à posição anatômica) é a mesma para a flexão, com o movimento passando pela posição anatômica na outra direção, quantificada como a ADM para hiperextensão.

Veja agora as ADM:

MOVIMENTO	COLUNA CERVICAL	COLUNA LOMBAR
FLEXÃO	0-55°	0-95°
EXTENSÃO	0-50°	0-35°

FLEXÃO LATERAL	0-40°	0-40°
ROTAÇÃO	0-3=55°	0-35°

Quadro 2.1 - Ângulos articulares da Coluna Vertebral

Fonte: Adaptado de Marques (2003).

Veja agora a ilustração com os movimentos da coluna:

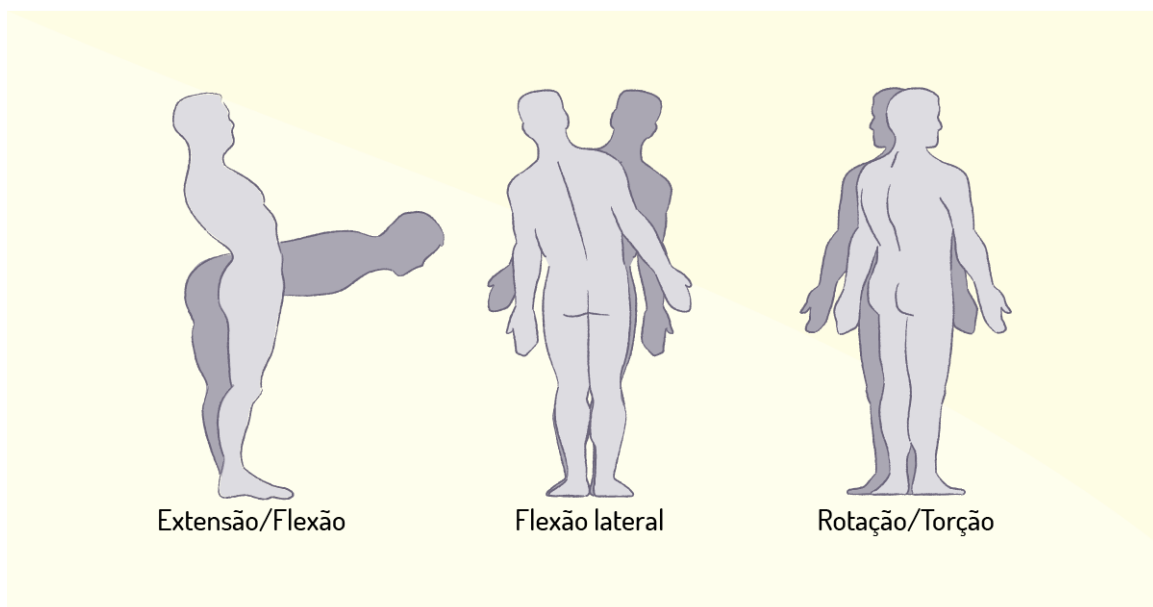


Figura 2.10 - Movimentos da coluna

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, veremos no quadro os ângulos articulares dos membros inferiores.

ARTICULAÇÃO	MOVIMENTOS	GRAU DE MOVIMENTO
Quadril	Flexão	0-125°

	Extensão	0-10°
	Adução	0-15°
	Abdução	0-45°
	Rotação interna (medial)	0-45°
	Rotação externa (lateral)	0-45°
Joelho	Flexão	0-140°
	Extensão	140-0°
Tornozelo	Flexão dorsal	0-20°
	Flexão plantar	0-45°
	Eversão	0-20°
	Inversão	0-40°
Metatarsofalangianas	Flexão do hálux	0-45°
	Extensão do hálux	0-90°
	Flexão do 2° ao 5° dedo	0-40°
	Extensão do 2° ao 5° dedo	0-45°
Interfalangianas	Flexão (I) do hálux	0-90°
	(IP) do 2° ao 5° dedo	0-35°
	(ID) do 2° ao 5° dedo	0-60°

Quadro 2.2 - Ângulos articulares dos Membros Inferiores

Fonte: Adaptado de Marques (2003).

Veja, agora, como ocorrem os movimentos do membro inferior.

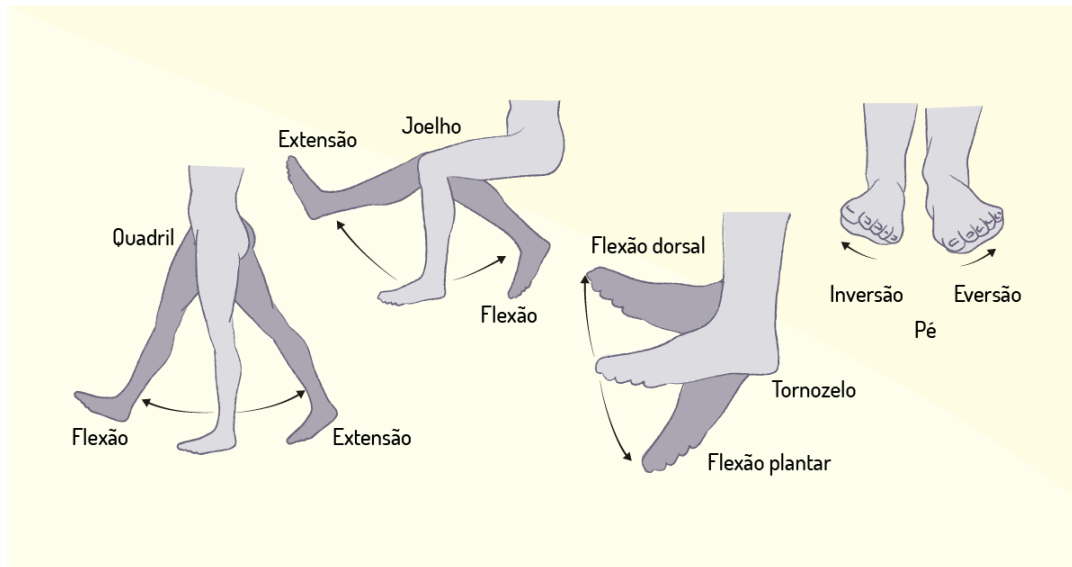


Figura 2.11 - Movimentos do membro inferior

Fonte: Netter (2011 apud ARTÉRIAS..., 2014, *on-line*).

No Quadro 2.3 podem-se verificar os ângulos articulares dos membros superiores. Observe os dados:

ARTICULAÇÃO	MOVIMENTOS	GRAU DE MOVIMENTO
Ombro	Flexão Extensão Adução Abdução Rotação interna Rotação externa	0-180° 0-45° 0-40° 0-180° 0-90° 0-90°
Cotovelo	Flexão Extensão	0-145° 145-0°
Radioulnar	Pronação	0-90°

	Supinação	0-90°
Punho	Flexão	0-90°
	Extensão	0-70°
	Adução (desvio ulnar)	0-45°
	Abdução (desvio radial)	0-20°
Carpometacárpica do polegar	Flexão	0-15°
	Abdução	0-70°
	Extensão	0-70°
Metacarpofalângianas	Flexão	0-90°
	Extensão	0-30°
	Abdução	0-20°
	Adução	0-20°
Interfalângicas Proximais	Flexão	0-110°
	Extensão	0-10°
Interfalângicas Distais	Flexão	0-90°
	Flexão Int. do polegar	0-80°
	Extensão Int. do polegar	0-20°
	Extensão Int. 2 ao 5 dedo	0-10°

Quadro 2.3 - Ângulos articulares dos Membros Superiores

Fonte: Adaptado de Marques (2003).

Na Figura 2.12 vemos como ocorrem os movimentos do membro superior.

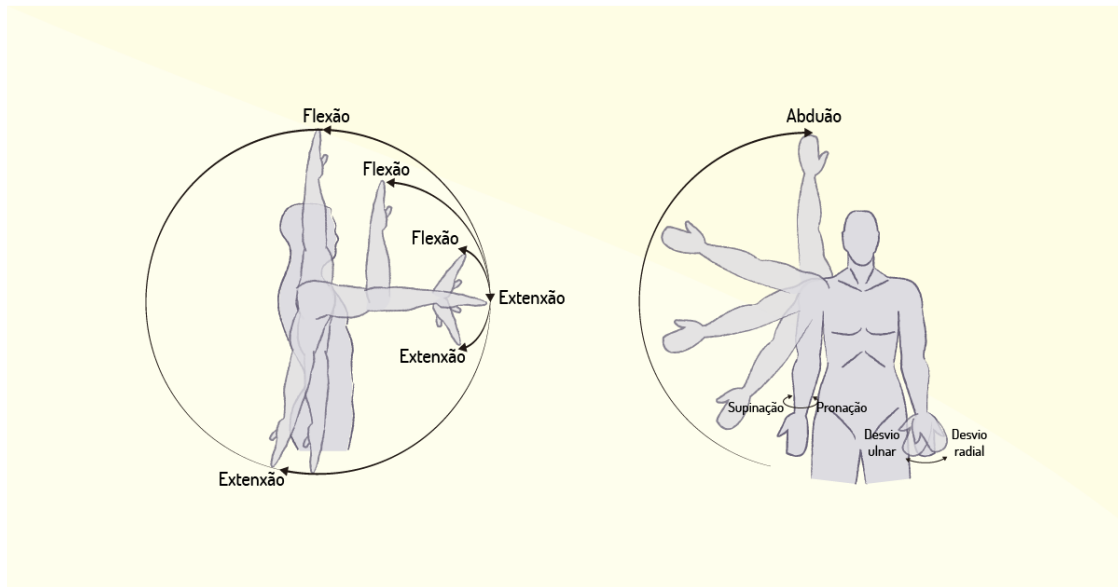


Figura 2.12 - Movimentos do membro superior

Fonte: Elaborada pelo autor.

O próximo tópico abordará fatores que influenciam a flexibilidade articular e suas características. Vamos lá?

Fatores que influenciam a flexibilidade articular

Diferentes fatores influenciam a flexibilidade das articulações. As formas das superfícies ósseas que se articulam e os músculos ou tecido gorduroso intermediário podem terminar o movimento no extremo de uma ADM.

Quando o cotovelo está em hiperextensão extrema, por exemplo, o contato do olécrano da ulna com a fossa olécrano do úmero restringe o movimento adicional nessa direção. Músculo e/ou gordura na face anterior do braço podem terminar a flexão do cotovelo.

Participantes regulares em esportes bilateralmente assimétricos, como o tênis, provavelmente têm menos amplitude de movimento para o braço dominante do que para o braço não dominante na articulação glenoumeral do ombro.

Para a maioria dos indivíduos, a flexibilidade articular é principalmente uma função da relativa frouxidão e/ou extensibilidade dos tecidos e músculos colágenos que atravessam a articulação. Ligamentos rígidos e músculos com extensibilidade limitada são os inibidores mais comuns da ADM articular. Mais pesquisas são necessárias para identificar o mecanismo específico responsável pelos efeitos do aquecimento na ADM articular.

FIQUE POR DENTRO

O déficit de rotação medial da articulação glenoumeral tem sido evidenciado em atletas arremessadores e tem sido considerado um problema no esporte e está associado a lesões secundárias no ombro. Leia um texto que vai mostrar este tipo de avaliação em atletas de handebol brasileiros no *link* a seguir: <<https://periodicos.pucpr.br/index.php/fisio/article/view/19501/18849>>. Acesso em: 08 jul. 2019.

Flexibilidade e Lesão

O risco de lesão é superior quando a flexibilidade articular é agudamente baixa, extremamente alta ou significativamente desequilibrada entre os lados dominante e não dominante do nosso corpo.

A flexibilidade articular severamente limitada é indesejável, porque, se os tecidos colágenos e os músculos que atravessam a articulação estiverem tensos, a probabilidade de ruptura se a articulação for forçada além de sua ADM normal aumenta.

No esporte, ginastas femininas competitivas, aquelas em uma categoria altamente propensa a lesões têm menos flexibilidade das articulações do ombro, cotovelo, punho, quadril e joelho do que aquelas em uma categoria de baixa incidência de lesões.

Alternativamente, uma articulação frouxa, extremamente frouxa, carece de estabilidade e, portanto, propensa a lesões relacionadas ao deslocamento. Entre os recrutas de infantaria do exército quando são avaliados a flexibilidade de quadril com o teste de sentar e alcançar, tanto o menos flexível quanto o mais flexível apresenta mais de duas vezes a

probabilidade de sofrerem lesões. Soldados que participaram de um programa de alongamento para os isquiotibiais sofrem 12,4% menos lesões por sobrecarga nos membros inferiores do que aqueles que não participam.

A quantidade desejável de flexibilidade conjunta depende em grande parte das atividades em que um indivíduo deseja se engajar. Ginastas e dançarinos obviamente requerem maior flexibilidade articular do que os não atletas. No entanto, esses atletas também exigem fortes músculos, tendões e ligamentos para um bom desempenho e evitar lesões.

Embora os músculos grandes e volumosos possam inibir a ADM articular, uma articulação extremamente forte e estável também pode ativar grandes ADMs. Atletas e corredores recreativos geralmente se alongam antes de se engajar em atividade para reduzir a probabilidade de lesões.

Existem algumas evidências de que o alongamento pré-participativo reduz a incidência de tensões musculares, e pesquisas recentes mostram que a flexibilidade articular aumentada se traduz em menor incidência de dano muscular induzido por exercício excêntrico. O alongamento não tem efeito, no entanto, em lesões do tipo *overuse*.

Ainda que as pessoas normalmente se tornem menos flexíveis à medida que envelhecem, esse fenômeno parece estar principalmente relacionado à redução dos níveis de atividade física, e não a mudanças inerentes ao processo de envelhecimento. Não tem sido encontrado alterações na flexibilidade associadas ao crescimento durante a adolescência ainda.

Independentemente da idade do indivíduo, no entanto, se os tecidos colágenos que atravessam uma articulação não forem esticados, eles encurtaram. Por outro lado, quando esses tecidos são alongados regularmente, eles alongam e a flexibilidade aumenta. Entre as mulheres, as evidências apontam relações significativas e positivas entre as horas semanais de participação em um esporte e ADM de joelho, com ADM de extensão ativa do joelho aumentando entre nadadores e ginastas competitivas, e a ADM ativa de joelhos aumentando.

Os resultados de diversos estudos indicam que a flexibilidade pode ser aumentada significativamente entre os idosos que participam de um programa de alongamento e exercício físico regular (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Técnicas para aumentar a flexibilidade conjunta

O aumento da flexibilidade conjunta é muitas vezes um componente importante de programas terapêuticos e de reabilitação, projetados para treinar atletas para um determinado esporte. Aumentar ou manter a flexibilidade envolve esticar os tecidos que limitam a ADM em uma articulação.

Diversas abordagens para o estiramento dos tecidos podem ser utilizadas, sendo algumas mais efetivas que outras devido às respostas neuromusculares diferenciadas elucidadas.

Resposta neuromuscular ao alongamento

Os receptores sensoriais conhecidos como órgãos tendinosos de Golgi estão localizados nas junções músculo-tendão e nos tendões em ambas as extremidades dos músculos (Figura 2.13).

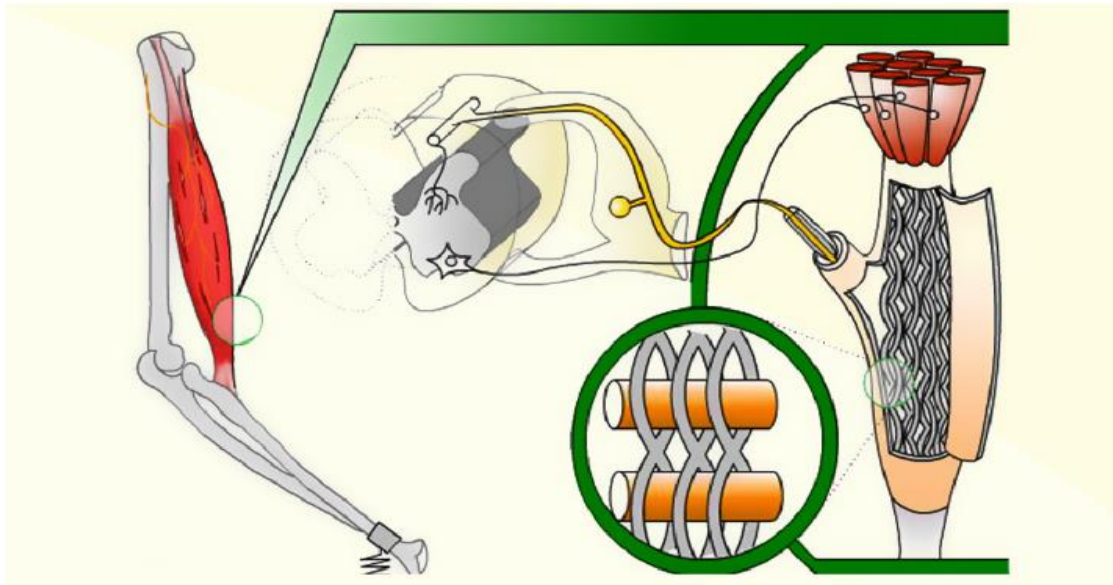


Figura 2.13 - Órgãos tendinosos de Golgi

Fonte: Neuromechanics / Wikimedia Commons.

Aproximadamente 10 a 15 fibras musculares são ligadas em linha direta, ou em série, com cada órgão tendinoso de Golgi. Esses receptores são estimulados pela tensão na unidade músculo-tendão.

Apesar de que tanto a tensão produzida pela contração muscular quanto a tensão produzida pelo alongamento muscular de maneira passiva possam estimular os órgãos tendinosos de Golgi, o limiar para estimulação por alongamento passivo é bastante maior.

Enquanto a força muscular oriunda do alongamento passivo deve atingir aproximadamente 2 N, a ativação de um único músculo muscular com força de produção de 30 a 90 N é suficiente para estimular um órgão tendinoso de Golgi.

Os órgãos tendinosos de Golgi respondem mediante suas conexões neurais inibindo o desenvolvimento de tensão no músculo ativado (promovendo o relaxamento muscular) e iniciando o desenvolvimento de tensão nos músculos antagonistas.

Outros receptores sensoriais são intercalados pelas fibras dos músculos. Esses receptores, que são orientados paralelamente às fibras, são conhecidos como fusos musculares devido à sua forma (Figura 2.14).

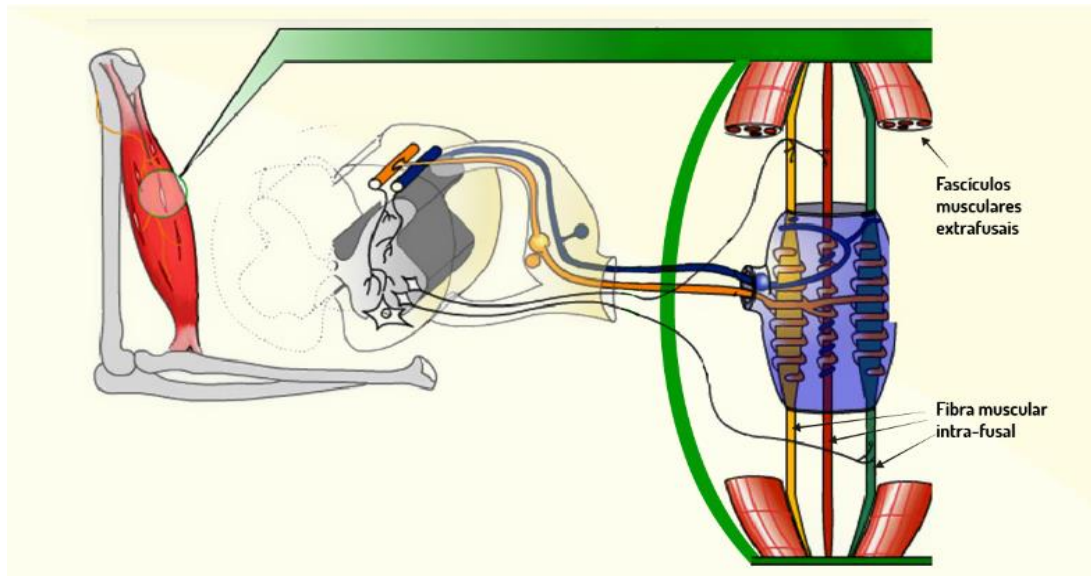


Figura 2.14 - Fusos musculares

Fonte: Neuromechanics / Wikimedia Commons.

Cada fuso muscular é composto de aproximadamente 3 a 10 fibras musculares pequenas, denominadas fibras intrafusais, que são envolvidas por uma bainha de tecido conjuntivo.

Os fusos musculares respondem tanto à extensão do alongamento muscular (resposta estática) quanto à taxa de alongamento muscular (resposta dinâmica). As fibras intrafusais conhecidas como fibras de cadeia nuclear são as principais responsáveis pelo componente estático, e as fibras intrafusais conhecidas como fibras nucleares são responsáveis pelo componente dinâmico.

Esses dois tipos de fibra intrafusar demonstraram funcionar de forma independente, mas como a resposta dinâmica é muito mais forte do que a resposta estática, uma taxa lenta de

alongamento não ativa a resposta do fuso muscular até que o músculo seja significativamente alongado (TORTORA; GRABOWSKI, 2006).

Alguns músculos recebem maior resposta do fuso muscular do que outros. Por exemplo, o sóleo recebe mais *feedback* do fuso muscular do que o gastrocnêmio durante o repouso e a ativação muscular.

A resposta do fuso compreende a ativação do reflexo de estiramento e a inibição do desenvolvimento da tensão no grupo muscular antagonista, um processo chamado de inibição recíproca. O reflexo de estiramento, chamado também de reflexo miotático, é provocado pela ativação dos fusos em um músculo alongado.

Esta resposta rápida envolve a transmissão neural por meio de uma única sinapse, com nervos aferentes que transportam estímulos dos fusos para a medula espinhal e nervos eferentes, retornando um sinal excitatório diretamente da medula espinhal para o músculo, resultando no desenvolvimento de tensão no músculo.

O teste de instabilidade do joelho, um teste neurológico comum da função motora, é um exemplo de função do fuso muscular que produz uma contração rápida em um músculo alongado. Uma batida no tendão patelar inicia o reflexo de estiramento, resultando no desenvolvimento imediato da tensão no grupo do quadríceps (Figura 2.15).



Figura 2.15 - Estímulo de reflexo patelar

Fonte: Wavebreak Media Ltd / 123RF.

Como a ativação do fuso muscular produz desenvolvimento de tensão no músculo de alongamento, enquanto a ativação do órgão tendinoso de Golgi promove o relaxamento da tensão de desenvolvimento muscular. Os objetivos gerais de qualquer procedimento de alongamento muscular estão minimizando o efeito do fuso e maximizando o efeito órgãos tendinosos de Golgi.

Alongamento Ativo e Passivo

O alongamento pode ser feito de forma ativa ou passiva. O alongamento ativo é produzido pela contração dos músculos antagonistas (aqueles no lado da articulação oposta aos músculos, tendões e ligamentos a serem esticados).

Assim, para esticar ativamente os isquiotibiais (flexores primários do joelho), o quadríceps (extensores primários do joelho) deve ser contraído. O alongamento passivo

envolve o uso de força gravitacional, força aplicada por outro segmento do corpo, ou força aplicada por outra pessoa, para mover um segmento do corpo até o final da ADM.

O alongamento ativo proporciona a vantagem de exercitar os grupos musculares usados para desenvolver força. Com o alongamento passivo, o movimento pode ser levado além da ADM existente do que com o alongamento ativo, mas com a desvantagem concomitante do aumento do potencial de alteração de função.

Esforço balístico e estático

O alongamento balístico, ou o desempenho dos alongamentos saltantes, faz uso do momento dos segmentos corporais para estender repetidamente a posição da articulação até ou além dos extremos da ADM.

Como um alongamento balístico ativa o reflexo de estiramento e resulta no desenvolvimento imediato de tensão no músculo que está sendo alongado, pode ocorrer micro rompimento do tecido muscular esticado.

Como a extensão do alongamento não é controlada, o potencial para lesões em todos os tecidos esticados é aumentado. Com o alongamento estático, o movimento é lento e, quando a posição desejada da articulação é atingida, ela é mantida estaticamente, geralmente por cerca de 30 a 60 segundos.

Parece haver um consenso geral de que, para efeito ótimo, o alongamento estático de cada grupo muscular deve ser repetido sequencialmente de três a cinco vezes. Além disso, tem sido evidenciado também que o tempo total de alongamento durante cada dia, em vez do protocolo de alongamento, é que determina o efeito sobre a extensibilidade tecidual.

Embora o alongamento estático tenha se mostrado eficaz para aumentar a flexibilidade da articulação, também há evidências contundentes de que um único alongamento estático de 30 segundos tem um efeito notavelmente prejudicial na força muscular, com o estiramento adicional reduzindo ainda mais a força.

Após o alongamento estático, essa diminuição na força muscular também mostra um decréscimo significativo no desempenho em tiros de 60 e 100 metros, bem como em eventos de corrida de resistência. Embora alguns treinadores pareçam acreditar que a realização de exercícios de contração concêntrica após o alongamento melhora os efeitos negativos do alongamento na força muscular, pesquisas mostram que isso é falso, mesmo quando os exercícios envolvem contrações máximas.

Estudos comparando alongamento estático e balístico mostraram que o alongamento estático é mais efetivo no aumento da amplitude articular, tanto após um único alongamento quanto após um protocolo de alongamento de quatro semanas. No entanto, enquanto o alongamento estático produz uma diminuição transitória da força muscular, não há esse efeito com o alongamento balístico.

O alongamento dinâmico envolve o movimento do corpo como no alongamento balístico, mas ao contrário do alongamento balístico, o movimento é controlado e não um movimento do tipo de salto.

Pesquisas recentes demonstram que após um alongamento dinâmico há um efeito benéfico para atividades que requerem força muscular. A literatura atual sugere que, antes da competição atlética, um aquecimento incluindo alongamentos dinâmicos pode ser desejável, sendo o alongamento estático mais benéfico após um desempenho para manter ou aumentar a amplitude de movimento articular. Ambas as formas de alongamento podem induzir dor em músculos que não são habitualmente alongados.

Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

Os procedimentos de alongamento mais eficazes são conhecidos coletivamente como facilitação neuromuscular proprioceptiva. Técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva foram originalmente utilizadas por fisioterapeutas para o tratamento de pacientes com paralisia neuromuscular.

Todos os procedimentos de facilitação neuromuscular proprioceptiva envolvem algum padrão de contração e relaxamento alternados dos músculos agonistas e antagonistas projetados para aproveitar a resposta do órgão tendinoso de Golgi.

Todas as técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva exigem um parceiro ou clínico. O alongamento dos isquiotibiais a partir de uma posição supina fornece uma boa ilustração para várias das abordagens populares da facilitação neuromuscular proprioceptiva.

A técnica de contrato-relaxamento-antagonista-contrato, envolve o alongamento estático passivo dos isquiotibiais por um parceiro, seguido pela contração ativa dos isquiotibiais contra a resistência do parceiro. Em seguida, os isquiotibiais estão relaxados e os quadríceps são contraídos, quando o parceiro empurra a perna para a flexão crescente no quadril.

Há, então, uma fase de relaxamento completo, com a perna mantida na nova posição de aumento da flacidez do quadril. Cada fase desse processo é tipicamente mantida por um período de 5 a 10 segundos, e toda a sequência é realizada pelo menos quatro vezes.

Os procedimentos de relaxamento do contrato e de espera-relaxamento começam como no método de reversão lenta, com um parceiro aplicando alongamento passivo aos isquiotibiais, seguido pela contração ativa dos isquiotibiais contra a resistência do parceiro.

Com a abordagem contrair-relaxar, a contração dos isquiotibiais é isotônica, resultando em movimento lento da perna na direção da extensão do quadril. No método *hold-relax*, a contração dos isquiotibiais é isométrica contra a resistência imóvel do parceiro.

Após a contração, ambos os métodos envolvem relaxamento dos isquiotibiais e quadríceps, enquanto os isquiotibiais são passivamente esticados. Novamente, a duração de cada fase é geralmente de 5 a 10 segundos, e a sequência inteira é repetida várias vezes.

O método contrai-relaxa é outra variação da facilitação neuromuscular proprioceptiva, com fases sequenciais de 5 a 20 segundos. Este procedimento começa com a contração

máxima ativa do quadríceps para estender o joelho, seguida de relaxamento, pois o parceiro apoia manualmente a perna na posição ativamente atingida.

Estudos mostram que as técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva podem aumentar significativamente a ADM transitoriamente após uma única sessão de alongamento e com um efeito mais duradouro quando três surtos de alongamento da facilitação neuromuscular proprioceptiva são realizados três vezes por semana. Pesquisadores descobriram que a intensidade ideal de contração para indivíduos que usam técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva é de aproximadamente 65% da contração isométrica voluntária máxima.

ATIVIDADE

- 1) A necessidade de força torna os ossos rígidos, mas se o esqueleto consistisse em apenas um osso sólido, o movimento seria impossível. A natureza resolveu este problema dividindo o esqueleto em muitos ossos e criando articulações onde os ossos se cruzam. Articulações são fortes conexões que unem os ossos, dentes e cartilagem do corpo uns aos outros. Cada articulação é especializada em sua forma e componentes estruturais para controlar a amplitude de movimento entre as partes que ela conecta. Em relação às articulações do nosso corpo, escolha a alternativa correta.
 - a) Nas anfiartroses, os ossos articulares são mantidos juntos por uma fina camada de cartilagem hialina.
 - b) A sínfise é um tipo de articulação permanente que a cartilagem fibrosa une dois ossos e permite pouca movimentação.
 - c) Nas sincondroses, elas atenuam as forças aplicadas e permitem mais movimento dos ossos adjacentes do que as articulações sinartrodiais.
 - d) Nas sindesmoses, as chapas ósseas articuladas com ranhuras irregulares se encaixam de perto e são firmemente conectadas por fibras que são contínuas com o perióstio.
 - e) Nas suturas, o tecido denso fibroso liga os ossos, permitindo movimentos extremamente limitados.

ALTERAÇÕES ARTICULARES COMUNS

As articulações do corpo humano suportam o peso, são carregadas pelas forças musculares e, ao mesmo tempo, proporcionam amplitude de movimento para os segmentos do corpo. Conseqüentemente, estão sujeitas a alterações agudas e de uso excessivo, bem como a infecções e condições degenerativas.

Entorse

Entorses são lesões causadas por deslocamento anormal ou torção dos ossos articulares que resulta em estiramento ou ruptura de ligamentos, tendões e tecidos conectivos que atravessam uma articulação. Entorses podem ocorrer em qualquer articulação, mas são mais comuns no tornozelo.

Entorses laterais de tornozelo são comuns, porque o tornozelo é uma articulação que apresenta um suporte importante de peso e porque existe menos suporte ligamentar no lado lateral do que no lado medial do tornozelo. Entorses podem ser classificadas como primeiro, segundo e terceiro grau, dependendo da gravidade da afecção (Figura 2.16).

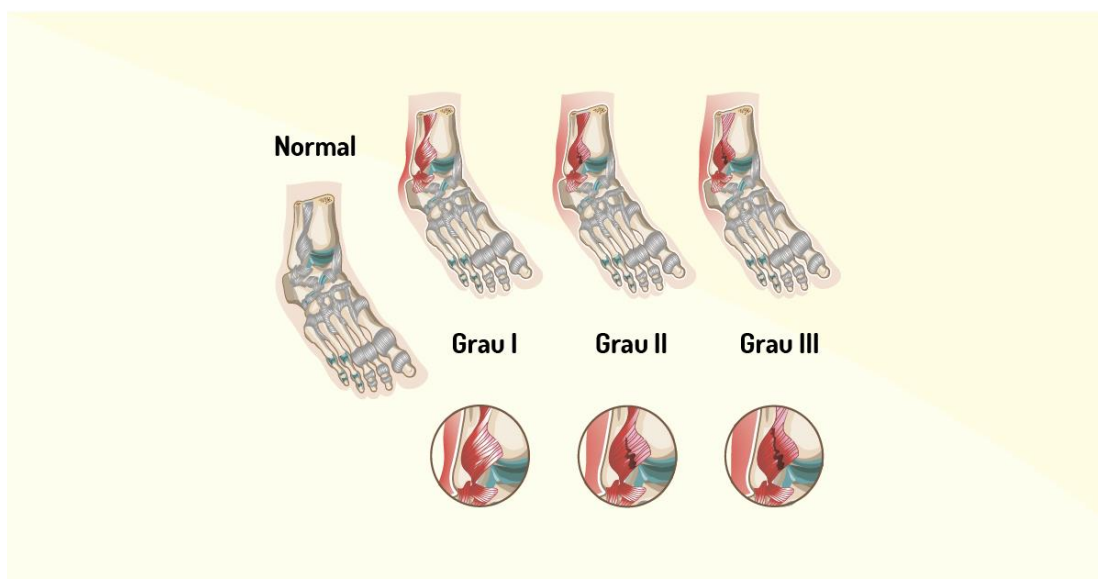


Figura 2.16 - Diferentes graus de entorse de tornozelo

Fonte: Maryna Melnyk / 123RF.

As entorses de primeiro grau são os mais leves, com sintomas de sensibilidade e leve inchaço, mas pouca perda da ADM articular. Com entorses de segundo grau, mais danos aos tecidos estão presentes, e geralmente há edema, hematomas, sensibilidade localizada, dor moderada e alguma restrição da ADM articular.

Entorses de terceiro grau envolvem ruptura parcial a completa dos ligamentos, acompanhada de inchaço, dor e, tipicamente, instabilidade articular. O tratamento tradicional para entorses é repouso, gelo, compressão e elevação.

Luxações

Deslocamento dos ossos articulados em uma articulação é denominado luxação (Figura 2.17). Essas lesões geralmente resultam de quedas ou outros percalços envolvendo uma grande magnitude de força.

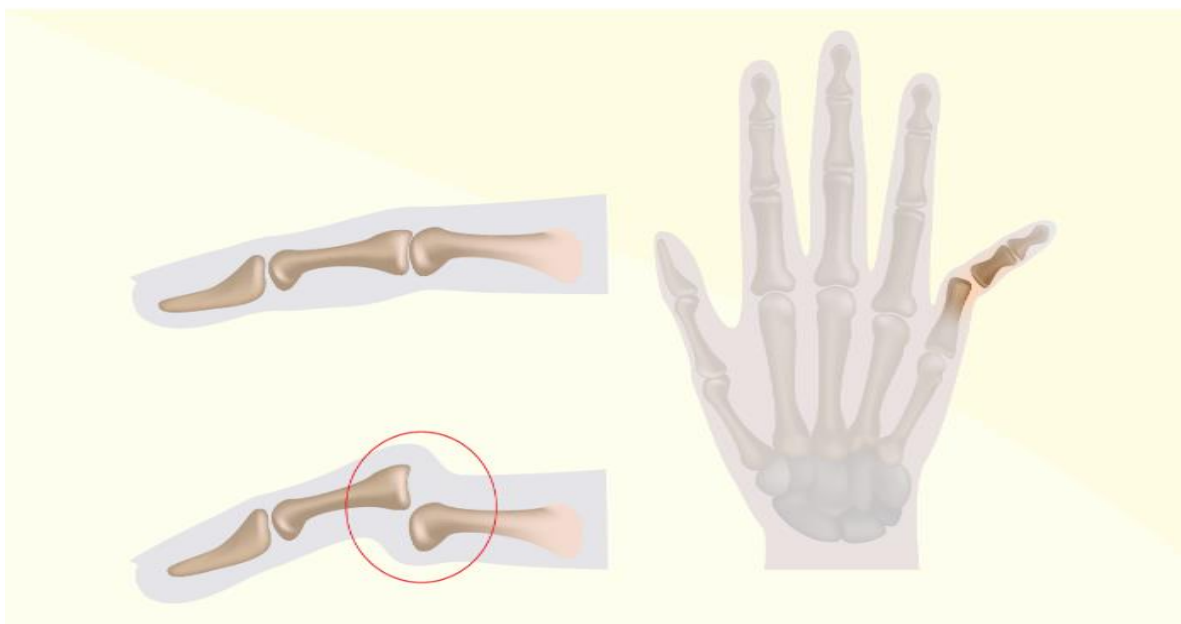


Figura 2.17 - Luxação do dedo

Fonte: Alila / 123RF.

Locais comuns para deslocamentos incluem os ombros, dedos, joelhos, cotovelos e mandíbula. Os sintomas incluem deformidade articular visível, dor intensa, inchaço, dormência ou formigamento e alguma perda da capacidade de movimento articular.

REFLITA

Uma articulação luxada pode resultar em danos aos ligamentos, nervos e vasos sanguíneos circundantes. Reflita!

É importante reduzir (ou realocar apropriadamente) uma articulação luxada o mais rápido possível, tanto para aliviar a dor como para garantir que o suprimento de sangue para a articulação não seja impedido. A redução de uma articulação luxada deve ser realizada por um profissional médico treinado.

Bursite

As bursas são sacos cheios de fluido que funcionam para amortecer pontos onde músculos ou tendões deslizam sobre o osso. Em condições normais, as bursas criam uma superfície de deslizamento suave, quase sem atrito. Com bursite ou inflame de uma bursa, o movimento ao redor da área afetada se torna doloroso, com mais movimento aumentando a inflamação e agravando o problema (Figura 2.18).

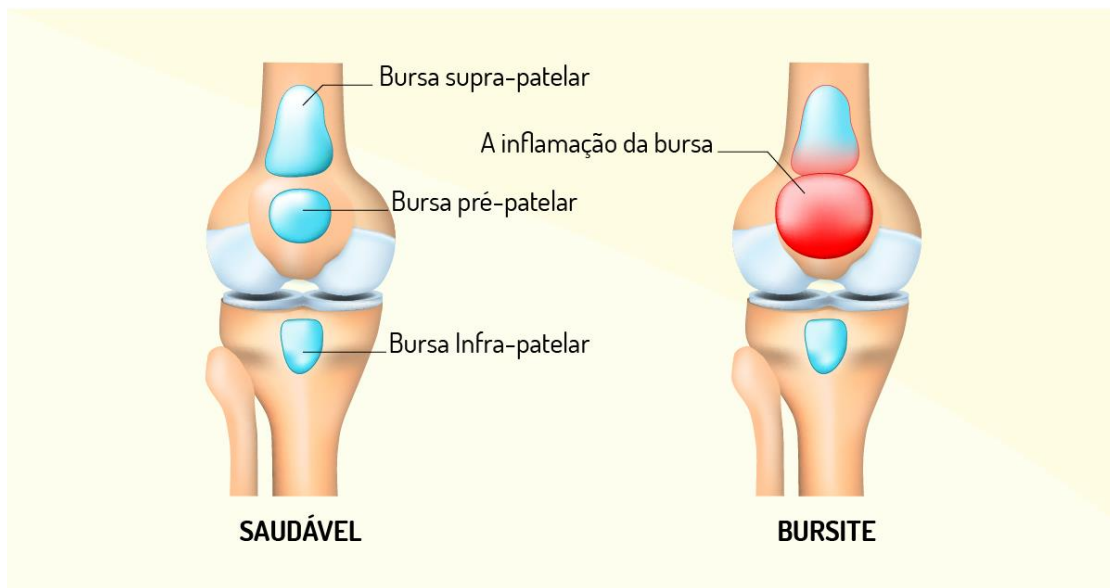


Figura 2.18 - Bursite

Fonte: Designua / 123RF.

A bursite pode ser causada por impactos de tipo excessivo, repetitivos, menores na área ou por lesões agudas, com subsequente inflamação das bursas circundantes. A condição é tratada com medicamentos para repouso, gelo e anti-inflamatórios. Por exemplo, corredores que aumentam o treinamento de forma muito abrupta podem sofrer inflamação da bolsa entre o tendão de Aquiles e o calcâneo. Dor e possivelmente algum inchaço são sintomas de bursite.

Caro(a) aluno(a), para finalizar esta parte da disciplina sobre biomecânica articular foi possível notar que as configurações anatômicas das articulações do corpo humano governam as capacidades de movimento direcional dos segmentos corporais articulados.

Da perspectiva dos movimentos permitidos, existem três categorias principais de articulações: sinartroses, anfiartroses e diartroses. Cada categoria principal é subdividida em classes de articulações com características anatômicas comuns.

As extremidades dos ossos que se articulam nas articulações diartrodiais são cobertas com cartilagem articular, o que reduz o estresse de contato e regula a lubrificação das articulações.

Discos fibrocartilagosos ou meniscos presentes em algumas articulações também podem contribuir para essas funções. Tendões e ligamentos são tecidos colagenosos fortes, ligeiramente extensíveis e elásticos.

Esses tecidos são semelhantes aos músculos e ossos, pois se adaptam aos níveis de estresse mecânico aumentado ou diminuído por hipertrofia ou atrofia. A estabilidade da articulação é a capacidade da articulação para resistir ao deslocamento dos ossos articulados.

Os fatores principais que influenciam a estabilidade das articulações são: a forma e tamanho das superfícies ósseas articulares e também o arranjo e a força dos músculos, tendões e ligamentos que estão na região articular. A flexibilidade articular é uma função da tensão relativa dos músculos e ligamentos que atravessam a articulação.

Se esses tecidos não forem esticados, eles tendem a encurtar. As abordagens para aumentar a flexibilidade incluem alongamento ativo *versus* passivo e alongamento estático *versus* dinâmico. Facilitação neuromuscular proprioceptiva é um procedimento particularmente eficaz para alongar músculos e ligamentos.

ATIVIDADE

- 2) Doença articular é qualquer uma das doenças ou lesões que afetam as articulações humanas. As doenças das articulações podem ser de curta duração ou extremamente crônicas, agonizantemente dolorosas ou simplesmente incômodas e desconfortáveis; elas podem estar em apenas uma articulação ou podem afetar muitas articulações do nosso corpo. Em relação às doenças e lesões articulares, escolha a alternativa correta.
- a) As entorses são sacos cheios de fluido que funcionam para amortecer pontos onde músculos ou tendões deslizam sobre o osso.
 - b) A luxação é uma lesão onde a articulação sofre um deslocamento da posição normal.
 - c) A artrite reumatoide, ou doença articular degenerativa, é a forma mais comum de artrite.
 - d) As bursas são lesões causadas por deslocamento anormal ou torção dos ossos articulares que resulta em estiramento ou ruptura de estruturas.
 - e) A osteoartrite é um distúrbio autoimune que envolve o sistema imunológico do corpo que ataca os tecidos saudáveis.

DEFINIÇÃO DOS MOVIMENTOS HUMANOS

Um dos passos mais importantes para aprender um novo assunto é dominar a terminologia associada. Da mesma forma, aprender um protocolo de análise geral que possa ser adaptado a questões ou problemas específicos dentro de um campo de estudo é inestimável. Nesta parte da disciplina, a terminologia do movimento humano é introduzida e a abordagem de solução de problemas é adaptada para fornecer um modelo para a solução qualitativa dos problemas de análise do movimento humano.

Formas de movimento

A maioria dos movimentos humanos é movimento geral, uma combinação complexa de componentes de movimento linear e angular. Como o movimento linear e angular são

formas “puras” de movimento, às vezes é útil dividir movimentos complexos em seus componentes lineares e angulares ao realizar uma análise.

Movimento linear

O movimento linear de maneira pura envolve o movimento uniforme do sistema de interesse, com todas as partes do sistema se movimentando na mesma velocidade e direção. O movimento linear é também referido como movimento de translação.

Quando um corpo experimenta a tradução, ele se move como uma unidade e partes do corpo não se movem em relação uma à outra. Por exemplo, um passageiro em um voo de avião. Se o passageiro acordar e pegar uma revista, a tradução pura não estará mais ocorrendo porque a posição do braço em relação ao corpo mudou.

O movimento linear pode ser também pensado como movimento ao longo de uma linha. Se a linha é reta, o movimento é considerado retilíneo; mas se a linha é curva, o movimento é chamado de curvilíneo.

Um motociclista mantendo uma postura imóvel enquanto a bicicleta se move ao longo de um caminho reto está se movendo retilíneo. Se o motociclista saltar a moto e a estrutura da bicicleta não rodar, tanto o piloto como a bicicleta (com exceção das rodas de fiar) estão em movimento curvilíneo enquanto estão no ar.

Da mesma forma, um esquiador em uma posição estática bloqueada em uma pequena colina está em movimento retilíneo. Se o esquiador pula sobre um barranco com todas as partes do corpo se movendo na mesma direção e velocidade ao longo de um caminho curvo, o movimento é curvilíneo. Quando um motociclista ou esquiador passa pela crista de uma colina, o movimento não é linear, porque a parte superior do corpo está se movendo a uma velocidade maior do que as partes inferiores do corpo.

Movimento angular

O movimento angular é a rotação em torno de uma linha imaginária central, conhecida como o eixo de rotação, que é orientado perpendicularmente ao plano no qual a rotação ocorre.

Quando um mergulhador de trampolim realiza uma cambalhota no ar, todo o corpo está girando novamente, desta vez em torno de um eixo imaginário de rotação que se move junto com o corpo. Quando um ginasta realiza um círculo gigante na barra, todo o corpo gira, com o eixo de rotação passando pelo centro da barra.

Quase todo movimento volitivo envolve a rotação de um segmento do corpo em torno de um eixo imaginário de rotação que passa pelo centro da articulação à qual o segmento se junta. Quando acontece um movimento ou rotação angular, partes do corpo em movimento estão se movendo constantemente em relação a outras partes do nosso corpo.

Movimento geral

Quando a translação e a rotação são combinadas, o movimento resultante é o movimento geral. Um chute de futebol de ponta a ponta se transmite pelo ar enquanto gira simultaneamente em torno de um eixo central. Um corredor é traduzido por movimentos angulares de segmentos do corpo no quadril, joelho e tornozelo.

REFLITA

O movimento humano geralmente consiste em movimento geral, em vez de movimento linear ou angular puro. Reflita!

Sistemas Mecânicos

Antes de definir a natureza de um movimento corporal, o sistema mecânico de interesse deve ser definido. Em muitas circunstâncias, todo o corpo humano é selecionado como o

sistema a ser analisado. Em outras circunstâncias, todavia, o sistema pode ser estabelecido como o braço direito ou até mesmo uma bola sendo projetada pelo braço direito.

Quando um arremesso por cima é executado, o corpo como um todo apresenta um movimento geral, o movimento do braço de arremesso é primariamente angular e o movimento da bola liberada é considerado um movimento linear.

Terminologia de referência padrão

A comunicação de informações específicas em relação ao movimento corporal humano necessita de uma terminologia que identifica com precisão as direções e posições do corpo.

Posição de referência anatômica

A posição de referência anatômica é considerada como uma posição ortostática ereta com os pés levemente separados e os braços devem estar suspensos e relaxados nas laterais, com as palmas das mãos voltadas para a frente (Figura 2.19).

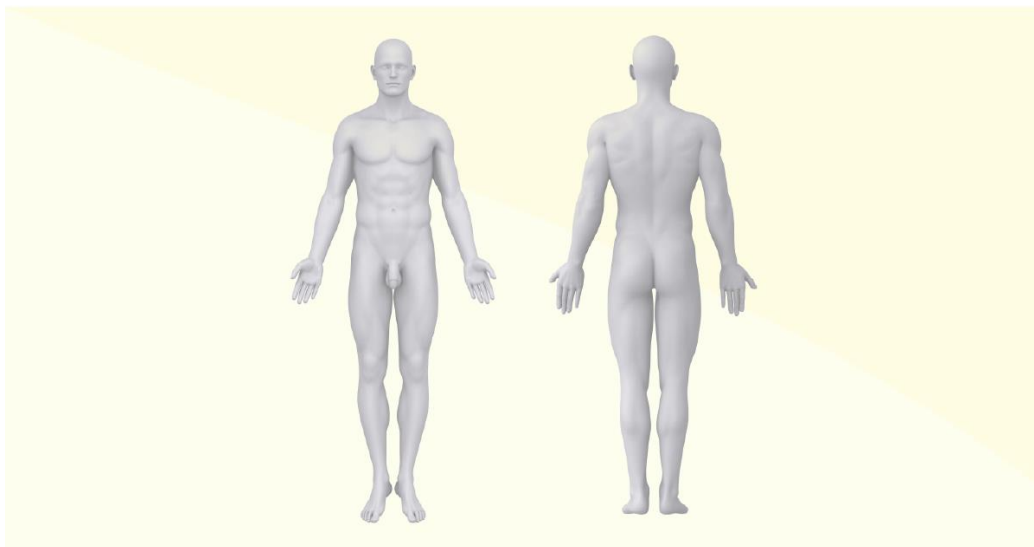


Figura 2.19 - Posição anatômica

Fonte: Woodoo007 / 123RF.

Não é uma posição natural, mas é a orientação do corpo convencionalmente usada como a posição de referência ou ponto de partida quando os termos de movimento são definidos.

Termos direcionais

Ao descrever a relação das partes do corpo ou a localização de um objeto externo em relação ao corpo, é necessário o uso de termos direcionais (DÂNGELO; FATTINI, 2005). Os seguintes são termos direcionais comumente usados:

Superior: mais perto da cabeça.

Inferior: mais longe da cabeça.

Anterior: em direção à frente do corpo.

Posterior: em direção a parte de trás do corpo.

Veja estas referências na Figura 2.20:

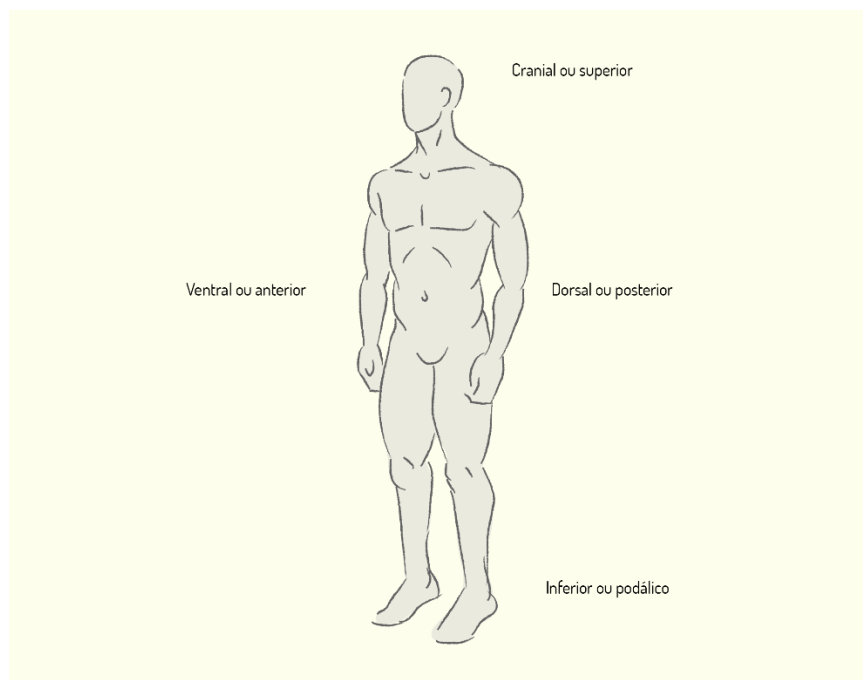


Figura 2.20 - Termos de posição: superior, inferior, anterior e posterior

Fonte: Elaborada pelo autor.

Vamos conhecer agora os termos: medial e lateral.

Medial: em direção à linha média do corpo.

Lateral: longe da linha média do corpo.

Veja estas referências na Figura 2.21:

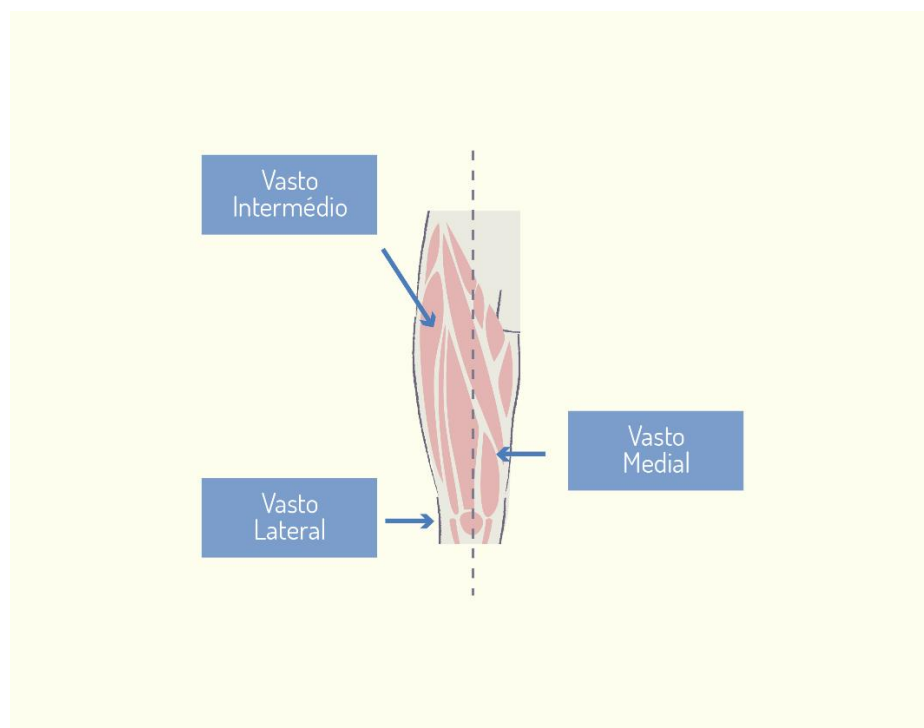


Figura 2.21 - Termos de posição medial, lateral e intermédio.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Vamos conhecer agora os termos: proximal, distal, superficial e profundo.

Proximal: mais próximo na proximidade do tronco.

Distal: a uma distância do tronco.

Superficial: em direção à superfície do corpo

Profundo: dentro do corpo e longe da superfície do corpo.

Todos esses termos direcionais podem ser pareados como antônimos - palavras com significados opostos. Dizer que o cotovelo está proximal ao pulso é tão correto quanto dizer que o pulso está distal ao cotovelo. Da mesma forma, o nariz é superior à boca e a boca é inferior ao nariz (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

Planos de referência anatômica

Os três planos cardinais imaginários são responsáveis por dividir a massa do corpo em três dimensões. Um plano é considerado como uma superfície bidimensional que apresenta uma orientação definida pelas coordenadas espaciais de três pontos discretos, no entanto, nem todos estão contidos na mesma linha (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

O plano sagital também é chamado de plano anteroposterior (AP), e ele é responsável por dividir o corpo verticalmente nas metades direita e esquerda, com cada metade contendo a mesma massa (Figura 2.22).

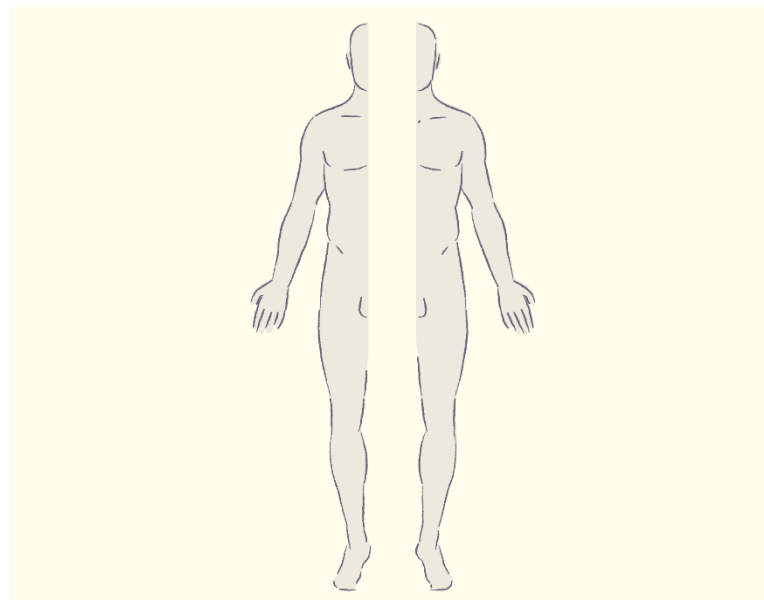


Figura 2.22 - Plano sagital

Fonte: Adaptada de Dângelo e Fattini (2001).

O plano frontal, também conhecido como plano coronal, divide o corpo verticalmente em metades da frente e de trás de massa igual (Figura 2.23).

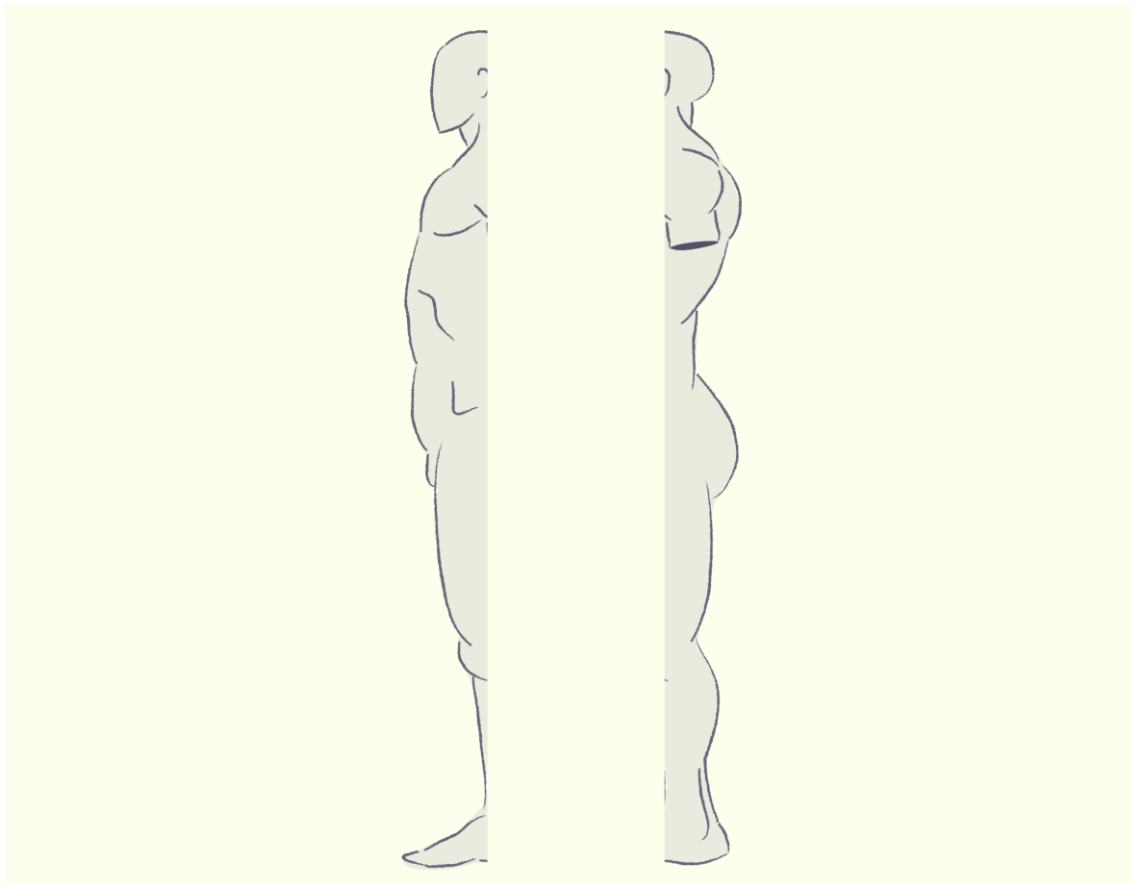


Figura 2.23 - Plano frontal

Fonte: Adaptada de Dângelo e Fattini (2001).

O plano horizontal (Figura 2.24) ou transversal separa o corpo em cima e em baixo metades de igual massa (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

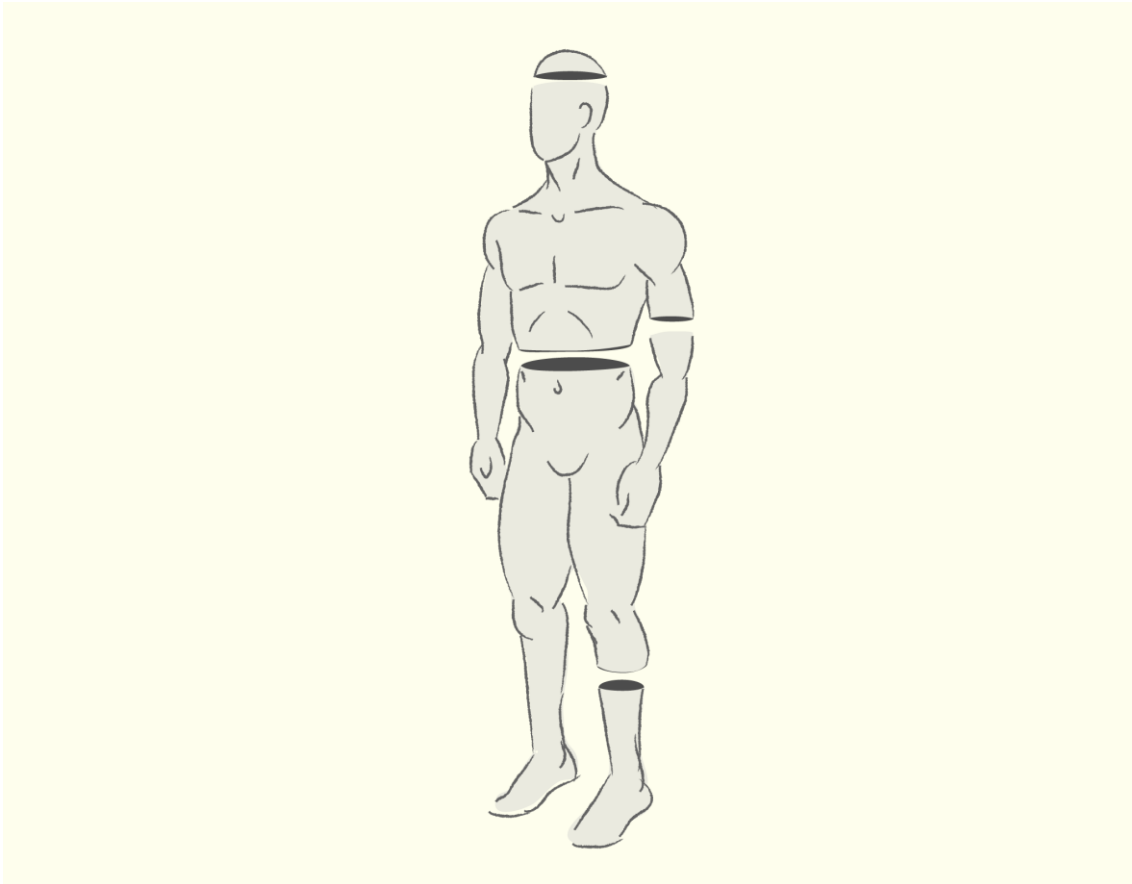


Figura 2.24 - Plano horizontal

Fonte: Adaptada de Dângelo e Fattini (2001).

Para um indivíduo que está em referência na posição anatômica, os três planos cardeais se cruzam em um único ponto conhecido como centro de massa ou centro de gravidade do corpo. Esses imaginários planos de referência existem apenas em relação ao corpo humano. Se uma pessoa gira em um ângulo para a direita, os planos de referência também têm o ângulo para a direita (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

Embora todo o corpo possa se mover ao longo ou paralelo a um cardeal plano, os movimentos dos segmentos individuais do corpo também podem ser descritos como movimentos do plano sagital, movimentos do plano frontal e movimentos planos. Quando isso ocorre, os movimentos sendo descritos geralmente estão em um plano que é paralelo a um dos planos cardeais (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

Por exemplo, movimentos que envolvem movimento para frente e para trás são como movimentos do plano sagital. Quando um lançamento a termo é executado, o corpo inteiro se move paralelamente ao plano sagital.

Durante a execução em lugar, o movimento dos braços e pernas é geralmente para frente e para trás, embora os planos de movimento passem pelas articulações do ombro e do quadril em vez do centro do corpo (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

Na marcha, boliche e ciclismo a maioria de todos os movimentos são no plano sagital em grande parte. Movimento do plano frontal é o movimento lateral (lado a lado); um exemplo de plano frontal de corpo total movimento é a roda de carroça. *Jumping* e futebol exigem movimento do plano frontal em certas articulações do corpo. Exemplos do movimento do plano transversal do corpo total incluem uma torção executada por um mergulhador, trampolim ou ginasta no ar e uma pirueta de dançarina.

Embora muitos dos movimentos realizados pelo corpo humano sejam não orientados sagital, frontal ou transversal, ou não são planos, os três principais planos de referência ainda são úteis. Movimentos corpóreos e movimentos especificamente nomeados que ocorrem nas articulações são frequentemente descritos como principalmente movimentos planos frontais, sagitais ou transversais (DÂNGELO; FATTINI, 2005).

Eixos de referência anatômica

São estruturas do corpo que acabam funcionando como referência para as atividades e estudos dos planos anatômicos. Porém, algumas situações são tidas como referências: ossos do crânio, suturas, coluna vertebral, entre outras que se baseiam pelos eixos descritos a seguir (DÂNGELO; FATTINI, 2005):

- **eixo longitudinal ou craniocaudal:** caracterizado por ser um eixo heteropolar que vai do sentido cefálico ao podal;
- **eixo sagital ou anteroposterior:** caracterizado por ser um eixo heteropolar que vai do plano anterior ou ventral ao centro do plano posterior ou dorsal;
- **eixo transversal ou laterolateral:** caracterizado por ser um eixo homopolar que

vai entre os polos laterais ou transversais.

Veja estes eixos exemplificados na Figura 2.25:

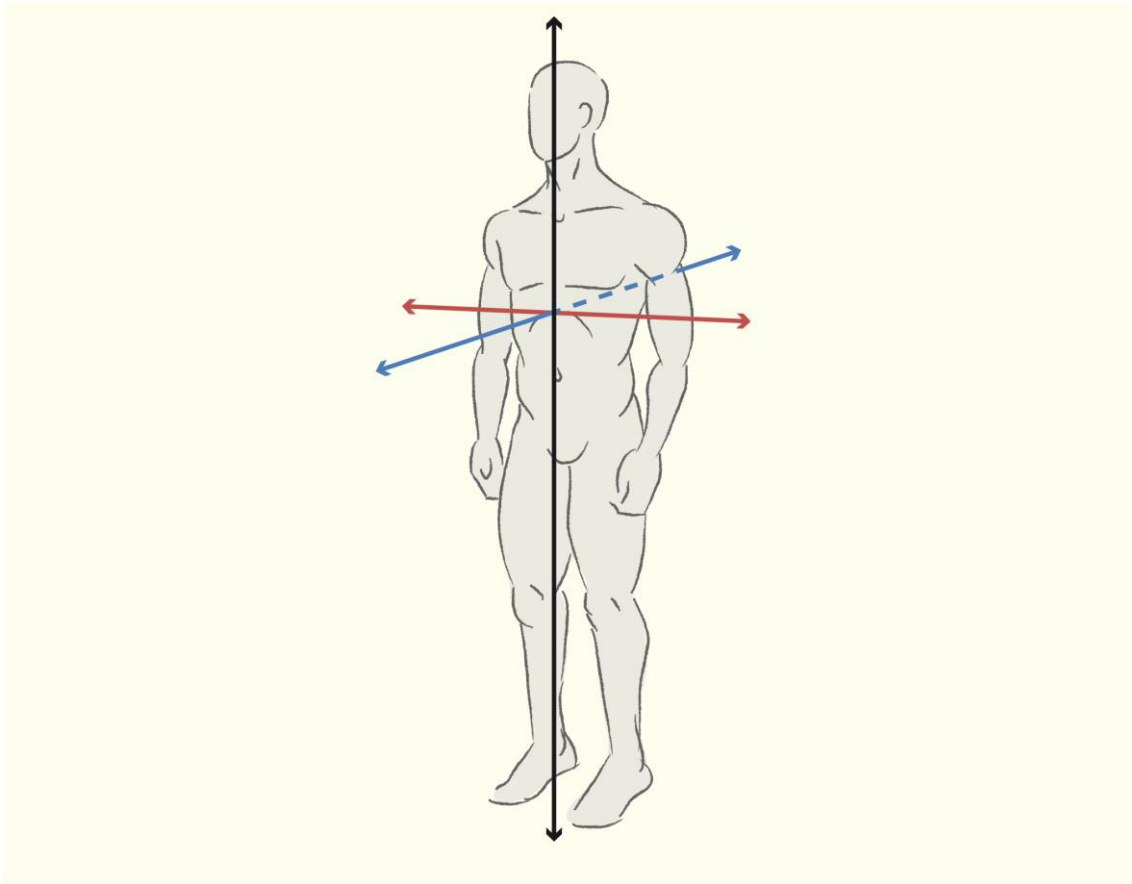


Figura 2.25 - Eixos do corpo humano. Longitudinal (preto), sagital (azul) e transversal (vermelho)

Fonte: Adaptada de Dângelo e Fattini (2001).

Dângelo e Fattini (2005) ainda ressaltam que existem deslocamentos destes eixos que nos permitem realizar os cortes corporais que darão origem aos planos de divisão e seus seguintes, que estão descritos a seguir.

- **Corte sagital mediano:** caracterizado pelo deslocamento do eixo cefalopodálico ao longo do plano mediano, dividindo o indivíduo em metade direita e esquerda.
- **Corte transversal:** no qual ocorre um deslocamento do eixo anteroposterior,

resultando em parte/metade superior e outra inferior.

- **Corte coronal:** quando divide o segmento em metade anterior e posterior.

ATIVIDADE

3) Os eixos e cortes de referências anatômicas são estruturas e referências que representam a posição padrão usada para descrever os locais e as relações das partes anatômicas do corpo. Anatomistas e fisiologistas olham para o corpo humano a partir desse ponto de partida padrão conhecido como posição anatômica. Um plano anatômico é um plano hipotético usado para percorrer o corpo humano, a fim de descrever a localização das estruturas ou a direção dos movimentos. Identifique a alternativa correta a seguir.

- a) O eixo longitudinal representa o deslocamento do eixo anteroposterior, resultando em parte/metade superior e outra inferior.
- b) O corte sagital mediano representa o deslocamento do eixo cefalopodálico ao longo do plano mediano.
- c) O eixo transversal representa um eixo heteropolar que vai do plano anterior ou ventral ao centro do plano posterior ou dorsal.
- d) O corte transversal é caracterizado por ser um eixo heteropolar que vai do sentido cefálico ao podal.
- e) O eixo sagital representa um eixo homopolar que vai entre os polos laterais ou transversais.

TERMINOLOGIA DO MOVIMENTO CONJUNTO

Quando o corpo humano está em posição de referência anatômica, todos os segmentos do corpo são considerados posicionados em zero graus. A rotação de um segmento do corpo longe da posição anatômica é denominada de acordo com a direção do movimento e é medida como o ângulo entre a posição do segmento do corpo e posição anatômica.

Movimentos do plano sagital

A partir da posição anatômica, os três movimentos primários que ocorrem no plano sagital são: extensão, flexão e hiperextensão.

A flexão é representada por movimentos de rotações do plano sagital direcionadas anteriormente da cabeça, tronco, braço, antebraço, mão e quadril, e rotação do plano sagital da perna inferior, direcionada posteriormente. Extensão é o movimento que retorna um segmento do corpo para a posição anatômica de uma posição de flexão (Figura 2.26).

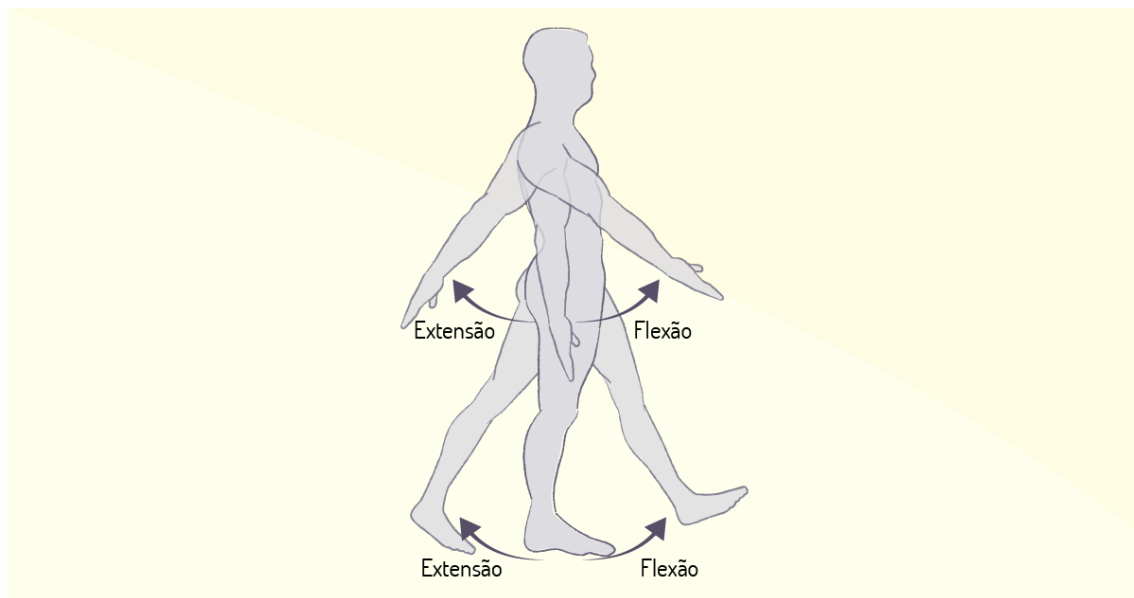


Figura 2.26 - Movimento de flexão e extensão

Fonte: Principais... (2010).

Hiperextensão é a rotação além da posição anatômica na direção oposta à direção da flexão. Se os braços ou as pernas estiverem rodados externa ou internamente a partir da posição anatômica, flexão, extensão e hiperextensão no joelho e cotovelo pode acontecer em um plano diferente do sagital.

A rotação do plano sagital no tornozelo acontece quando o pé é movido em relação à perna e quando a perna é movida em relação ao pé. Além disso, o movimento que leva a

parte superior do pé em direção à parte inferior da perna é chamado de dorsiflexão, e o movimento oposto é a plantiflexão ou flexão-plantar.

Movimentos do Plano Frontal

Os principais movimentos rotacionais do plano frontal são a adução e abdução. Adução é quando move um segmento do corpo para mais perto da linha média do corpo. Já a abdução move um segmento do corpo longe da linha média do corpo (Figura 2.27).

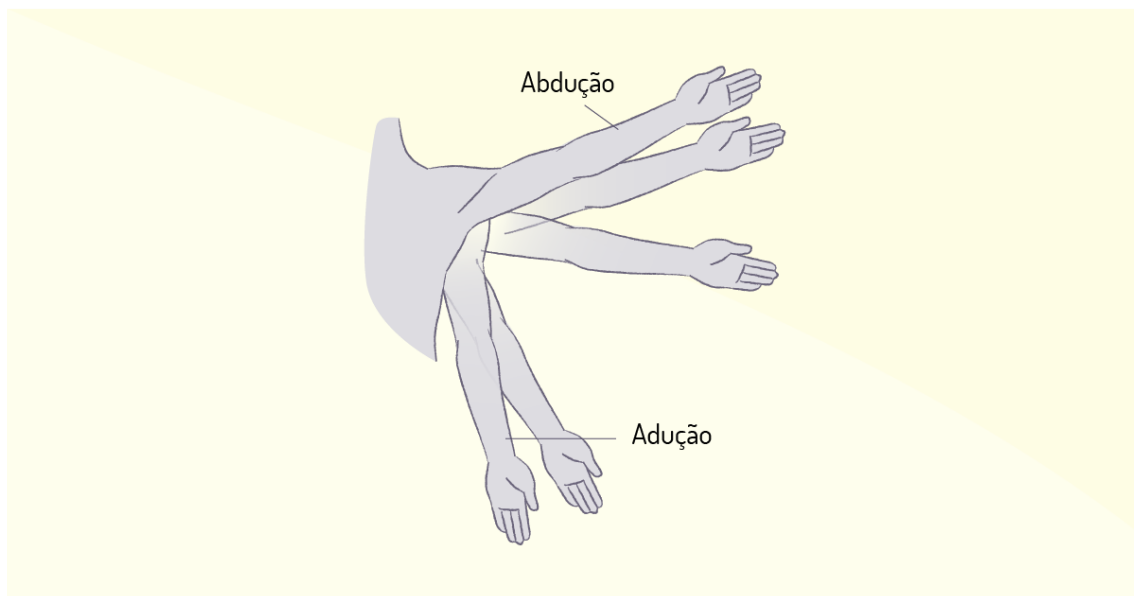


Figura 2.27 - Abdução e Adução

Fonte: Elaborada pelo autor.

Outros movimentos do plano frontal são:

- elevação e depressão da cintura escapular referem-se ao movimento da cintura escapular em direções superior e inferior, respectivamente;
- rotação lateral do tronco, que é denominado flange lateral direita ou esquerda;
- rotação da mão no pulso no plano frontal em direção ao rádio é chamada de desvio radial, e o desvio ulnar é a rotação da mão em direção à ulna.

Movimentos do pé que ocorrem em grande parte no plano frontal são eversão e inversão. Rotação externa da sola do pé é chamada de eversão, mas a rotação interna da sola do pé é chamada de inversão. Abdução e adução também são usadas para descrever a rotação exterior e interior do pé inteiro.

Pronação e supinação são frequentemente usadas para descrever o movimento que ocorre na articulação subtalar. Pronação no subtalar articulação consiste de uma combinação de eversão, abdução e dorsiflexão, e supinação envolve inversão, adução e plantiflexão (Figura 2.28).

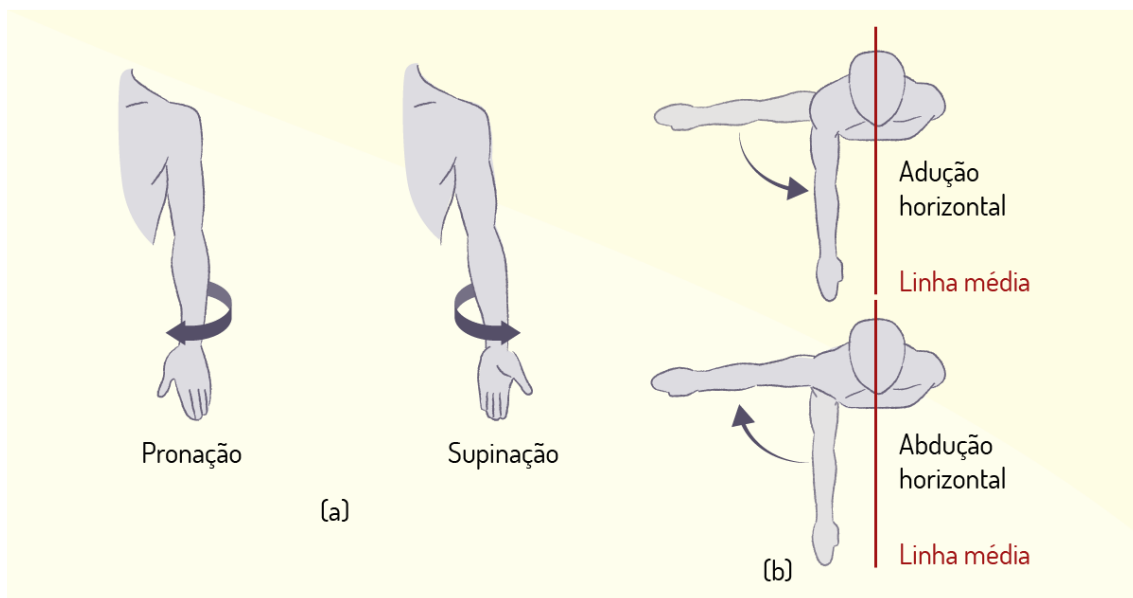


Figura 2.28 - Pronação e Supinação

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, veremos os Movimentos de Plano Transverso. Vamos lá?

FIQUE POR DENTRO

As descrições anatômicas são baseadas nos planos de secção que passam por meio do corpo na posição anatômica e quando realizamos o movimento do corpo humano, aplica-se o conhecimento de eixo. Veja um vídeo da Prof. Cláudia Pinheiro que aborda todos os planos e eixos do nosso corpo de uma forma ilustrativa e fácil de fixar no *link* a seguir: <<https://www.youtube.com/watch?v=XCkYj1LhJoI>>. Acesso em: 08 jul. 2019.

Movimentos de Plano Transverso

Movimentos corporais no plano transverso são movimentos rotacionais em torno de um eixo longitudinal. A rotação à esquerda e a rotação à direita são usadas para descrever os movimentos do plano transverso da cabeça, pescoço e tronco (Figura 2.29).

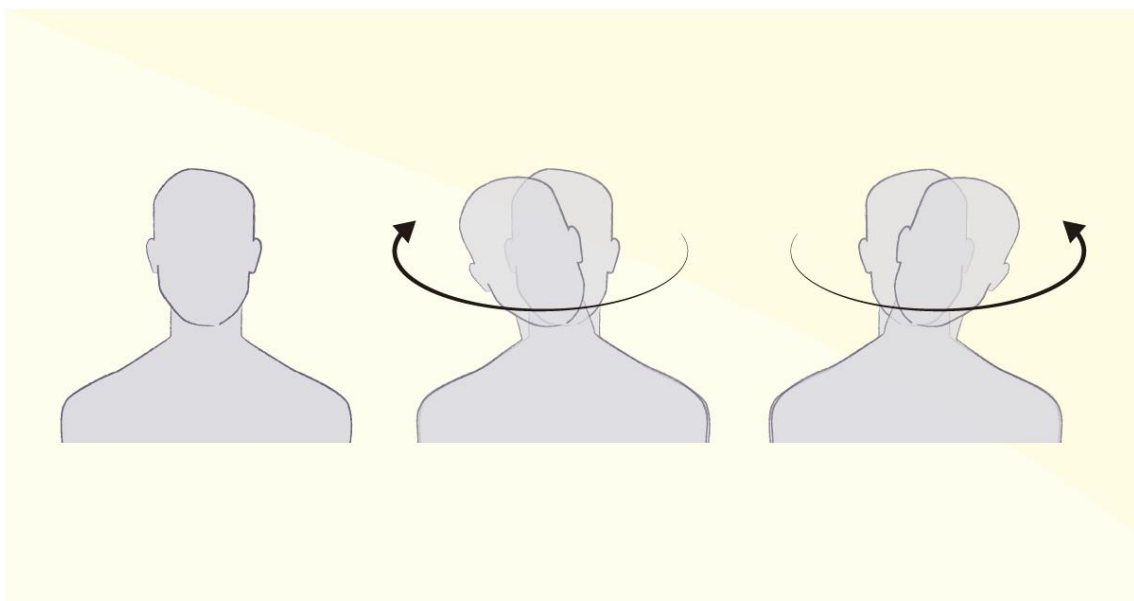


Figura 2.29 - Rotação da Cabeça

Fonte: Elaborada pelo autor.

Rotação de um braço ou perna como uma unidade no plano transversal é chamado de rotação medial, ou rotação interna, quando a rotação é em direção à linha média do corpo, e rotação lateral, ou rotação externa, quando a rotação é afastada da linha média do corpo.

Termos específicos são usados para movimentos rotacionais do antebraço. Rotações para fora e para dentro do antebraço são, respectivamente, conhecidas como supinação e pronação. Na posição anatômica, o antebraço está em uma posição supinada.

Mesmo que a adução e abdução sejam movimentos no plano frontal, quando o braço ou a coxa é fletida para uma posição, o movimento desses segmentos corporais no plano transversal de uma posição anterior para uma posição lateral é chamado de abdução horizontal ou extensão horizontal. Movimento no plano transversal de uma posição lateral para uma posição anterior é denominado de adução horizontal ou flexão horizontal.

Caro(a) aluno(a), na Figura 2.30 a seguir, você terá um resumo desses movimentos que foram apresentados até agora. Fique ligado(a)!

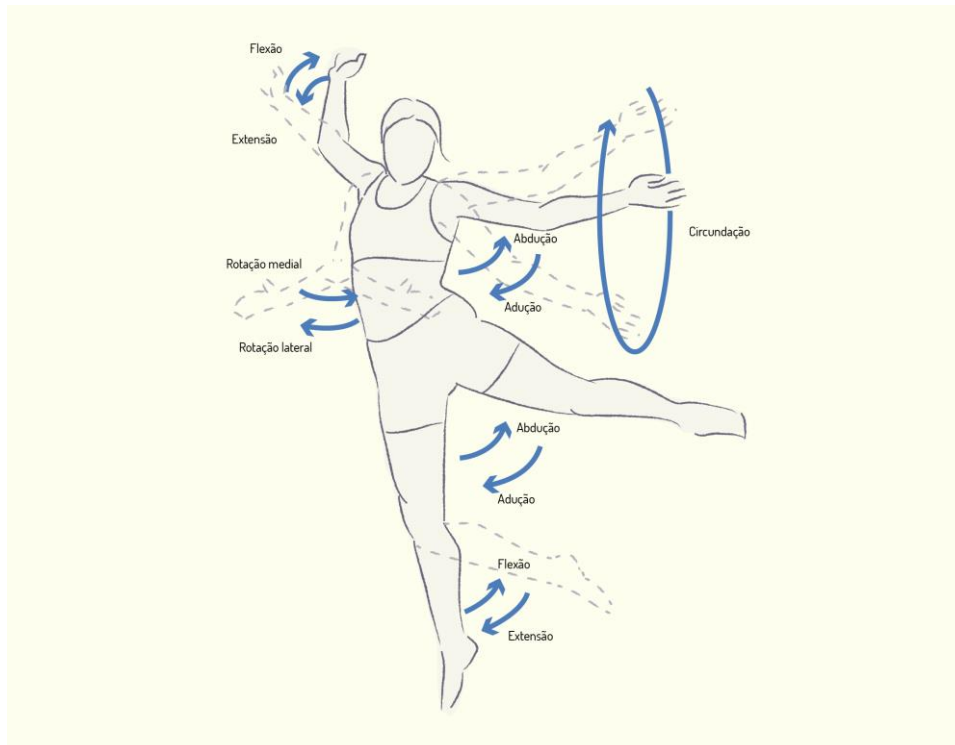


Figura 2.30 - Movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial e lateral

Fonte: Elaborada pelo autor.

Veremos, a seguir, outros movimentos.

Outros movimentos

Muitos movimentos dos membros do corpo ocorrem em planos que são orientados diagonalmente aos três planos cardinais tradicionalmente reconhecidos. Pelo fato dos movimentos humanos serem tão complexos é que a identificação nominal de cada plano do movimento humano é impraticável.

Um caso especial de movimento geral envolvendo movimento circular de um segmento do corpo é designado circundução. Traçando um círculo imaginário no ar com um dedo enquanto o resto da mão está parado requer circundução na articulação metacarpofalângica. A circundução combina flexão, extensão, abdução e adução, resultando em uma trajetória cônica do segmento do corpo em movimento.

ATIVIDADE

- 4) As articulações sinoviais permitem ao corpo uma enorme variedade de movimentos. Cada movimento em uma articulação sinovial resulta da contração ou relaxamento dos músculos que estão ligados aos ossos em ambos os lados da articulação. O tipo de movimento que pode ser produzido em uma articulação sinovial é determinado pelo seu tipo estrutural. Em relação à terminologia do movimento, escolha a alternativa correta.
- a) Extensão é o movimento que leva a parte superior do pé em direção à parte inferior da perna.
 - b) Flexão inclui rotações do plano sagital.
 - c) Abdução move um segmento do corpo para mais perto da linha média do corpo.
 - d) Hiperextensão é a rotação além da posição anatômica na direção oposta à direção da extensão.
 - e) Adução move um segmento do corpo para mais longe da linha média do corpo.

INDICAÇÕES DE LEITURA

Nome do livro: Músculos: provas e funções

Editora: Manole

Autor: Florence Peterson Kendall

ISBN: 9788520424322

Comentário: Esse livro proporciona a riqueza de conhecimento e evidencia algumas experiências quanto a esse aspecto importantíssimo do processo de avaliação de pacientes. Por mais que nesse livro alguns pontos sejam específicos da área clínica, o que vale é entender, com maior exatidão, os processos musculares e esqueléticos do corpo humano. Além disso, há detalhes acerca das posturas, dos movimentos articulares e da força muscular, que são riquíssimos nesse exemplar.

INDICAÇÕES DE FILME

Nome do filme: Um homem entre gigantes

Gênero: Drama

Ano: 2016

Elenco principal: Will Smith, Alec Baldwin, Albert Brooks.

Comentário: “Um homem entre gigantes” é um filme maravilhoso no que diz respeito à anatomia humana atrelada ao capitalismo, ao culto ao poder e, principalmente, à negligência em relação à saúde dos indivíduos, nesse caso, atletas de futebol americano. Vale a pena assistir!

UNIDADE III

**Cinemática linear e angular nas ciências do
movimento**

Mateus Dias Antunes

Introdução

A cinemática é a descrição precisa do movimento e é essencial para entender a biomecânica do movimento humano. A cinemática pode variar de descrições anatômicas de rotações articulares a medidas matemáticas precisas de movimentos musculoesqueléticos. Ela se divide de acordo com os tipos de medidas usadas, lineares ou angulares.

Qualquer que seja a forma de medição, os estudos biomecânicos da cinemática de intérpretes qualificados fornecem informações valiosas sobre a técnica de movimento desejável. A biomecânica tem uma longa história de medições cinemáticas do movimento humano. Medições cinemáticas exatas são algumas vezes usadas para o cálculo de variáveis cinéticas mais complexas. Nesta unidade você irá conhecer a importância da cinemática linear e angular nas ciências do movimento.

Bons estudos!



Fonte: Nikolai Grigoriev / 123RF.

CINEMÁTICA LINEAR DO MOVIMENTO HUMANO E ACELERAÇÃO

Esta parte da unidade vai mostrar a você, aluno(a), o estudo da mecânica do movimento humano com uma discussão sobre quantidades cinemáticas lineares e movimento de projéteis.

Quantidades lineares cinemáticas

Cinemática é a geometria, padrão ou forma de movimento em relação ao tempo. A cinemática, que descreve a aparência do movimento, distingue-se da cinética, as forças associadas ao movimento. Cinemática Linear envolve a forma, o padrão e o sequenciamento do movimento linear por meio do tempo, sem referência particular às forças que causam ou resultado do movimento.

Análises cinemáticas cuidadosas do desempenho são inestimáveis para os médicos, professores de atividade física, treinadores e demais profissionais que buscam a análise do movimento. Quando as pessoas aprendem uma nova habilidade motora, uma modificação progressiva dos reflexos cinemáticos do movimento são itens que compõem o processo de aprendizagem.

Isto é particularmente verdadeiro para as crianças pequenas, cujos movimentos da cinemática mudam com as mudanças normais na antropometria e coordenação neuromuscular que acompanham o crescimento. Da mesma forma, quando um paciente reabilita uma articulação lesada, o terapeuta ou o clínico procura o retorno gradual da cinemática da articulação normal.

A cinemática abrange as formas qualitativa e quantitativa de análise. Por exemplo, descrevendo qualitativamente a cinemática de um chute de futebol implica identificar as principais ações conjuntas, incluindo plantiflexão e, possivelmente, flexão plantar no tornozelo.

Uma análise qualitativa mais detalhada é a análise da cinemática. A análise cinemática também pode descrever o sequenciamento preciso e o tempo dos movimentos do segmento do corpo, o que se traduz no grau de habilidade evidente por parte do jogador.

Embora a maioria das avaliações de movimento é realizada qualitativamente mediante a observação visual, a análise quantitativa também é, por vezes, apropriada. Fisioterapeutas, por exemplo, frequentemente medem a amplitude de movimento de uma articulação lesada e ajuda a determinar em que medida os exercícios de amplitude de movimento podem ser necessários.

Quando um treinador mede o desempenho de um atleta no tiro ou salto em comprimento, isso também é uma avaliação quantitativa. Biomecânicos do esporte muitas vezes estudam quantitativamente os fatores cinemáticos que caracterizam um desempenho de elite ou os fatores biomecânicos que pode limitar o desempenho de um determinado atleta.

Pesquisadores descobriram que os velocistas de elite, por exemplo, desenvolvem velocidade vertical saindo dos blocos de partida, em comparação com velocistas não elites. Durante a abordagem para o pico de salto no voleibol e a decolagem no salto de esqui são as sutilezas na abordagem cinemática que influenciam a altura do pico do salto e o comprimento do salto de esqui.

A maioria dos estudos biomecânicos da cinemática humana, no entanto, é realizada em atletas não elíticos. A pesquisa cinemática tem mostrado que crianças exibem diferentes estratégias na caminhada do que os adultos, exibindo variabilidade e comportamento exploratório em comparação aos adultos.

Em colaboração com especialistas adaptados em educação física, biomecânicos documentaram os padrões cinemáticos característicos associados a condições incapacitantes relativamente comuns, como paralisia cerebral, Síndrome de Down e acidente vascular cerebral.

Os biomecânicos que estudam a propulsão de cadeira de rodas mostraram que, para impulsionar uma cadeira de rodas, os paraplégicos aumentam o tronco para a frente magra e empregaram frequência de curso aumentada juntamente com a diminuição da velocidade de braçada.

Distância e Deslocamento

Unidades de distância e deslocamento são unidades de comprimento. No sistema métrico, a unidade mais comumente utilizada de distância e deslocamento é o metro (m). Um quilômetro (km) é de 1000 m, um centímetro (cm) é $\frac{1}{100}$ mm, e um milímetro (mm) é $\frac{1}{1000}$ m. No sistema inglês, unidades comuns de comprimento são a polegada, o pé (**0,30 m**), o pé (0,30 m), o pátio (**0,91 m**) e a milha (1,61 km).

Distância e deslocamento são avaliados de forma diferente. Distância é medida ao longo do caminho do movimento. Quando um corredor completa 1 1/2 voltas ao redor uma pista de 400 metros, a distância que o corredor cobriu é igual a **600 (400 + 200) metros**.

O deslocamento linear é medido em uma linha reta posição 1 para a posição 2, ou da posição inicial para a posição final. No fim de 1 1/2 voltas ao redor da pista, o deslocamento do corredor é o comprimento da linha imaginária reta que atravessa o campo, conectando o corredor da posição inicial para a posição final do corredor na metade da pista.

Na conclusão de 2 voltas ao redor da pista, a distância percorrida é de 800 metros. Pelo fato das posições inicial e final serem as mesmas, no entanto, o deslocamento do corredor é zero. Quando um *skatista* se movimenta em uma pista, a distância percorrida pelo *skatista* pode ser medida ao longo dos trilhos deixados pelos patins. O deslocamento do patinador é medido ao longo de uma reta linha da posição inicial até a final no gelo.

Outra diferença é que a distância é uma grandeza escalar durante o deslocamento é uma quantidade vetorial. Conseqüentemente, o deslocamento inclui mais que apenas o comprimento da linha entre duas posições. De igual importância é a direção na qual o deslocamento ocorre.

A direção de um deslocamento relaciona a posição final com a posição inicial. Por exemplo, o deslocamento de um iate que navegou 900 metros para o sul seria identificado como 900 metros ao sul.

A direção de um deslocamento pode ser indicada em várias formas igualmente aceitáveis. Direções de bússola como Sul e Noroeste e os termos esquerda/direita, cima/baixo e positivo/negativo são todos apropriados rótulos.

A direção positiva é tipicamente definida como ascendente e/ou direito, com negativo considerado como para baixo e/ou para a esquerda. Isso permite indicação de direção usando sinais de mais e menos.

O mais importante é ser consistente em usar o sistema ou convenção adotada para indicar a direção em um determinado contexto. Seria confuso descrever um deslocamento a 500 metros Norte seguido por 300 metros à direita.

Qualquer distância ou deslocamento pode ser a quantidade mais importante de interesse dependendo da situação. Muitos hipódromos de 5 km e 10 km são configurados de maneira correta para promoverem melhor desempenho do atleta.

Os participantes dessas corridas, geralmente, estão interessados no número de quilômetros de distância que percorreram ou na quantidade que falta para finalizar a corrida. Por isso, esses ambientes necessitam estar sinalizados com as distâncias.

O conhecimento do deslocamento não é particularmente valioso durante este tipo de evento. Em outras situações, no entanto, o deslocamento é mais importante. Por exemplo, as competições de triatlo podem envolver um mergulho em um lago.

Porque nadar em uma perfeitamente reta linha por meio de um lago é praticamente impossível, a distância real de um nadador sobre é sempre um pouco maior do que a largura do lago.

No entanto, o curso é configurado para que o comprimento identificado do curso de natação é o comprimento do deslocamento entre a entrada e pontos de saída no lago.

A magnitude do deslocamento e a distância percorrida podem ser idênticas. Quando um esquiador de fundo percorre um caminho reto pela floresta, a distância percorrida e o deslocamento são iguais. No entanto, a qualquer momento o caminho de movimento não é retilíneo, a distância percorrida e o tamanho do deslocamento serão diferentes.

Rapidez e Velocidade Linear

Duas grandezas que paralela distância e deslocamento linear são rapidez e velocidade linear. Estes termos são frequentemente usados como sinônimos em geral conversa, mas na mecânica, eles têm significados precisos e diferentes.

A velocidade, uma grandeza escalar, é definida como a distância percorrida e o tempo gasto para cobri-lo:

$$\textit{rapidez} = \frac{\textit{comprimento (ou distância)}}{\textit{mudança no tempo}}$$

Velocidade (v) é a mudança de posição, ou deslocamento, que ocorre durante um determinado período de tempo:

$$\textit{velocidade} = \frac{\textit{mudança de posição (ou deslocamento)}}{\textit{mudança no tempo}}$$

Porque a letra maiúscula grega delta (Δ) é comumente usada em matemática expressões para significar "mudar em", uma versão abreviada do relacionamento expresso a seguir, com t representando a quantidade de tempo decorrido durante a avaliação de velocidade:

$$\textit{velocidade} = \frac{\Delta \textit{posição}}{\Delta \textit{tempo}} = \frac{d}{\Delta t}$$

Outra maneira de expressar a mudança de posição é posição² - posição¹, em qual posição¹ representa a posição do corpo em um ponto no tempo e posição² representa a posição do corpo em um momento posterior:

$$\textit{velocidade} = \frac{\textit{posição}^2 - \textit{posição}^1}{\textit{tempo}^2 - \textit{tempo}^1}$$

Como a velocidade é baseada no deslocamento, também é uma grandeza vetorial. Consequentemente, a descrição da velocidade deve incluir uma indicação da direção e a magnitude do movimento.

Se a direção do movimento é positiva, a velocidade é positiva; se a direção for negativa, a velocidade é negativa. Uma mudança na velocidade de um corpo pode representar uma mudança em sua velocidade, direção do movimento ou ambos.

Sempre que duas ou mais velocidades atuam, as leis da álgebra vetorial governam a velocidade e direção finais do movimento resultante. Por exemplo, o caminho realmente tomado por um nadador atravessando um rio é determinado pela soma vetorial da velocidade do nadador na direção desejada e da velocidade da corrente do rio.

Unidades de rapidez e velocidade são unidades de comprimento divididas por unidades de tempo. No sistema métrico, as unidades comuns para velocidade são metros por segundo (m/s) e quilômetros por hora (km/h). No entanto, qualquer unidade de comprimento dividido por qualquer unidade de tempo produz uma unidade aceitável de velocidade.

Por exemplo, uma velocidade de 5 m/s também pode ser expressa como 5000 mm/s ou 18.000 m/h. Geralmente, é mais prático selecionar unidades que resultarão em expressão da quantidade na forma menor e mais manejável. Para a marcha humana, a velocidade é o produto do comprimento da passada e da frequência da passada.

REFLITA

Caro(a) aluno(a), nos últimos anos, a biomecânica apresenta inúmeras contribuições para o esporte, dentre essas, podemos citar a análise e a melhoria da técnica desportiva, o desenvolvimento de equipamentos esportivos, a prevenção de lesões etc. Como você pode ver, o uso da biomecânica no seu dia a dia? Reflita!

Durante a corrida, uma variável cinemática, como o comprimento da passada, não é simplesmente uma função da altura do corpo do corredor, mas também é influenciada pelo músculo composição de fiéis, calçados, nível de fadiga, histórico de lesões e inclinação (grau) e rigidez da superfície de corrida.

Corredores viajando a um ritmo lento tendem a aumentar a velocidade principalmente aumentando o comprimento da passada. Em velocidades de corrida mais rápidas, os corredores recreativos confiam mais aumentando a frequência da passada para aumentar a velocidade.

Em *esqui cross-country*, à medida que a velocidade aumenta, a velocidade da passada aumenta e o comprimento da passada tende a diminuir. *Overstriding*, ou usando um comprimento de passada muito longo, deve ser evitado tanto na corrida quanto no esqui, já que é um fator de risco para as estirpes de isquiotibiais.

Aqueles que correm regularmente para o exercício geralmente preferem um determinado passo frequência ao longo de um intervalo de velocidades de funcionamento lento a moderado. Uma razão para isso pode estar relacionada à economia de corrida - o consumo de oxigênio necessário para executar uma determinada tarefa.

A maioria dos corredores tende a escolher o custo fisiológico da corrida. Como já sabemos, muitas espécies de animais fazem a mesma coisa. Correndo em superfícies de descidas e subidas tende a aumentar e diminuir, respectivamente, a velocidade de corrida, diferenças principalmente em função do aumento e diminuição do comprimento da passada. A presença de fadiga, como seria de esperar perto do final de uma maratona, tende a resultar em aumento da frequência de passada e comprimento diminuído da passada.

Como maximizar a velocidade é o objetivo de todos os eventos de corrida, o esporte biomecânico se concentra nas características cinemáticas que parecem acompanhar performances rápidas em corrida, esqui, patinação, ciclismo, eventos de natação e remo. Pesquisas mostram que corredores de elite de 1500 metros distinguem-se de outros artistas qualificados no evento por cinemática do quadril, sugerindo um uso mais eficiente dos quadris durante a corrida.

No *esqui cross-country*, o uso da técnica de duplo impulso é superior a outras técnicas para a velocidade de patinação em subida em que envolve comprimentos de ciclo mais longos, uma taxa de ciclo mais baixa e uma recuperação mais longa.

Quando as performances de corrida são analisadas, as comparações são geralmente com base no ritmo, em vez de velocidade. O ritmo é o inverso da velocidade. Em vez de unidades de distância divididas por unidades de tempo, o ritmo é apresentado como unidades de tempo divididas por unidades de distância. Ritmo é o tempo necessário para cobrir uma determinada distância e é comumente quantificado como minutos por km ou minutos por milha.

Aceleração

Estamos bem conscientes de que a consequência de pressionar ou desistir o acelerador pedal de um automóvel é geralmente uma mudança na velocidade do automóvel. A aceleração linear (a) é definida como a taxa de mudança na velocidade, ou a mudança na velocidade que ocorre durante um dado intervalo de tempo (t):

$$a = \frac{\text{mudança de velocidade}}{\text{mudança de tempo}} = \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

Outra maneira de expressar a mudança na velocidade é $v_2 - v_1$, onde v_1 representa a velocidade em um ponto no tempo e v_2 representa a velocidade em um ponto posterior:

$$a = \frac{v_2 - v_1}{\Delta t}$$

Unidades de aceleração são unidades de velocidade divididas por unidades de tempo. Se um carro aumenta sua velocidade em 1 km/h a cada segundo, sua aceleração é de 1 km/h/s. Se um esquiador aumenta a velocidade em 1 m/s por segundo, a aceleração é 1 m/s/s. Em termos matemáticos, é mais simples expressar a aceleração do esquiador como 1 m/s ao quadrado (**1 m/s²**). Uma unidade comum de aceleração no sistema métrico é **m/s²**.

Aceleração é a taxa de mudança na velocidade, ou o grau com o qual a velocidade está mudando em relação ao tempo. Por exemplo, um corpo acelerando em uma direção positiva a uma taxa constante de 2 m/s² está aumentando sua velocidade por 2 m/s por segundo.

Se a velocidade inicial do corpo fosse zero, um segundo depois sua velocidade seria 2 m/s, um segundo depois disso sua velocidade seria 4 m/s, e um segundo depois disso sua velocidade seria 6 m/s.

No uso geral, o termo aceleração significa acelerar ou aumentar em velocidade. Se v_2 é maior que v_1 , a aceleração é um número positivo, e o corpo em movimento pode ter acelerado durante o período em questão.

No entanto, porque às vezes é apropriado rotular a direção de movimento como positivo ou negativo, um valor positivo de aceleração pode não significar que o corpo está acelerando. Se a direção do movimento é descrita em termos diferentes de positivo ou negativo, um valor positivo de aceleração indica que o corpo que está sendo analisado acelerou.

Por exemplo, se a velocidade de um velocista é de 3 m/s deixando os blocos e é 5 m/s um segundo depois, no cálculo da aceleração ocorreu um número positivo. Porque $v_1 = 3$ m/s, $v_2 = 5$ m/s, e $t = 1$ s:

$$\begin{aligned} a &= \frac{v_2 - v_1}{\Delta t} \\ &= \frac{5 \text{ m/s} - 3 \text{ m/s}}{1 \text{ s}} \\ &= 2 \text{ m/s}^2 \end{aligned}$$

Sempre que a direção do movimento é descrita em termos diferentes de positivo ou negativo, e v_2 é maior que v_1 , o valor da aceleração será um número positivo e o objeto em questão está acelerando.

A aceleração também pode assumir um valor negativo. Enquanto a direção do movimento é descrita em termos diferentes de positivo ou negativo, negativo aceleração indica que o corpo em movimento está diminuindo, ou que sua velocidade está diminuindo.

Por exemplo, quando um corredor base desliza para uma parada na *home plate*, a aceleração é negativa. Se a velocidade de um corredor base é 4 m/s ao entrar em uma corrediça de 0,5 s que interrompe o movimento, $v_1 = 4$ m/s, $v_2 = 0$, e $t = 0.5$ s. A aceleração pode ser calculada da seguinte forma:

$$\begin{aligned} a &= \frac{v_2 - v_1}{t} \\ &= \frac{0 - 4 \text{ m/s}}{0.5 \text{ s}} \\ &= -8 \text{ m/s}^2 \end{aligned}$$

Sempre que v_1 for maior que v_2 nesse tipo de situação, a aceleração será negativa. Entender a aceleração é mais complicado quando uma direção é designada como positivo e a direção oposta é designada como negativa. Nesta situação, um valor positivo de aceleração pode indicar que o objeto está acelerando em uma direção positiva ou que está desacelerando para baixo em uma direção negativa.

Considere o caso de uma bola cair de uma mão. Como a bola cai mais rápido por causa da influência da gravidade, está ganhando velocidade, por exemplo, 0,3 m/s a 0,5 m/s a 0,8 m/s. Porque a direção descendente é considerada como a direção negativa, a

velocidade da bola é realmente $-0,3 \text{ m/s}$ a $-0,5 \text{ m/s}$ a $-0,8 \text{ m/s}$. Se $v_1 = -0,3 \text{ m/s}$, $v_2 = -0,5 \text{ m/s}$ e $t = 0,02 \text{ s}$. A aceleração é calculada da seguinte forma:

$$\begin{aligned} a &= \frac{v_2 - v_1}{t} \\ &= \frac{-0.5 \text{ m/s} - (-0.3 \text{ m/s})}{0.02 \text{ s}} \\ &= -10 \text{ m/s}^2 \end{aligned}$$

Nesta situação, a bola está acelerando, mas sua aceleração é negativa porque está acelerando em uma direção negativa. Se a aceleração for negativa, a velocidade pode estar aumentando em uma direção negativa ou diminuindo direção positiva.

Alternativamente, se a aceleração for positiva, a velocidade pode ser que seja aumentada em uma direção positiva ou diminuída em uma direção negativa. A terceira alternativa é a aceleração ser igual a zero.

Aceleração é zero sempre que a velocidade é constante, isto é, quando v_1 e v_2 são os mesmos. No meio de uma corrida de 100 metros, a aceleração de um *sprinter* deve ser perto de zero, porque nesse ponto o corredor deve estar correndo em uma velocidade constante, quase máxima.

Aceleração e desaceleração (o prazo para aceleração negativa) tem implicações para a lesão do corpo humano, já que a mudança de velocidade resulta da aplicação da força. O cruzado anterior ligamento, que restringe o deslizamento para a frente do fêmur no nervo tibial planaltos durante a expiração do joelho, é frequentemente ferido quando um atleta que está correndo desacelera rapidamente ou muda de direção rapidamente.

É importante lembrar que, como a aceleração é uma grandeza vetorial, mudando de direção, mesmo mantendo uma velocidade constante, representam uma mudança na aceleração. As forças associadas com mudança na aceleração com base na mudança de direção devem ser compensadas por esquiadores e ciclistas de velódromo, em particular.

Quantidades Médias e Instantâneas

Geralmente é interessante determinar a velocidade de aceleração de um objeto ou segmento do corpo em um determinado momento. Por exemplo, o instantâneo velocidade

de um tiro ou de um disco no momento em que o atleta o libera afeta a distância que o implemento irá percorrer. Às vezes, é suficiente para quantificar a velocidade média ou a velocidade de todo o desempenho.

Quando a velocidade e velocidade linear são calculadas, os procedimentos dependem se o valor médio ou instantâneo é a quantidade de interesse. A velocidade média é calculada como o deslocamento final dividido pelo tempo total. A aceleração média é calculada como a diferença no final e velocidades iniciais divididas por todo o intervalo de tempo. Cálculo de valores instantâneos podem ser aproximados dividindo as diferenças entre velocidades durante um intervalo de tempo extremamente pequeno. Com cálculo, a velocidade pode ser calculada como a derivada do deslocamento, e aceleração como a derivada da velocidade.

A seleção do intervalo de tempo em que a velocidade é quantificada é importante ao analisar o desempenho de atletas em eventos de corrida. Muitos atletas podem manter recordes mundiais pela primeira metade ou três quartos do evento, mas lento durante a última etapa por causa da fadiga.

Alternativamente, alguns atletas podem realizar intencionalmente ritmo durante os segmentos anteriores de uma corrida e, em seguida, atingir a velocidade máxima no fim. Quanto mais longo for o evento, mais informações serão potencialmente perdidas ou ocultado quando apenas o tempo final ou a velocidade média é reportada.

ATIVIDADE

- 1) Existem muitos usos da análise cinemática. Os cientistas e treinadores esportivos costumam usar a cinemática para caracterizar o desempenho da elite, por exemplo, analisando um padrão de movimento e a velocidade da cabeça do taco de golfe. Nesse sentido, escolha a alternativa correta em relação a cinemática do movimento humano.
 - a) A cinemática é a área de estudo que examina as forças que agem sobre o corpo humano.
 - b) A cinemática corresponde tanto às análises qualitativas quanto as quantitativas do movimento.
 - c) A posição inicial com a posição final está relacionada com a direção de deslocamento.

- d) São avaliados de formas iguais a distância e o deslocamento.
- e) Unidades de distância e deslocamento são unidades de largura.

A CINEMÁTICA, TRAJETÓRIA E ANÁLISE DO MOVIMENTO DO PROJÉTIL

Corpos projetados no ar são projéteis. Uma bola de basquete, um disco, um saltador alto e um mergulhador do céu são todos projéteis, desde que eles se movam as quantidades cinemáticas são de interesse.

O deslocamento horizontal resultante do projétil determina o vencedor do concurso em campo de eventos como arremesso de peso, arremesso de disco e arremesso de dardo. Saltadores altos e volteadores de vara maximizam o deslocamento vertical para vencer eventos.

Os saltadores de paraquedas manipulam componentes horizontais e verticais de velocidade para pousar o mais próximo possível de alvos no chão. No entanto, nem todos os objetos que voam pelo ar são projéteis.

Um projétil é um corpo em queda livre que está sujeito apenas às forças da gravidade e a resistência do ar. Portanto, objetos como aviões e foguetes não são qualificados como projéteis, porque eles também são influenciados pelas forças geradas por seus motores.

Componentes horizontais e verticais

Assim como é mais conveniente analisar o movimento geral em termos de componentes lineares e angulares, é geralmente mais significativo analisar os componentes horizontais e verticais do movimento do projétil separadamente. Isto é verdade por duas razões.

Primeiro, o componente vertical é influenciado por gravidade, ao passo que nenhuma força (negligenciando a resistência do ar) afeta a componente. Em segundo lugar, o componente horizontal do movimento refere-se à distância percorrida pelo projétil e a componente vertical à altura máxima alcançada pelo projétil.

Uma vez que um corpo tenha sido projetado no ar, sua velocidade geral (resultante) está mudando constantemente por causa das forças que agem sobre ele. Quando examinados separadamente, no entanto, os componentes horizontais e verticais da mudança de velocidade do projétil previsivelmente. Componentes horizontais e verticais do movimento do projétil são independentes de cada um.

Influência da Gravidade

Um fator importante que influencia o componente vertical, mas não o horizontal de movimento de projétil é a força da gravidade, que acelera os corpos em uma direção vertical em direção à superfície da terra.

Ao contrário dos fatores aerodinâmicos que podem variar com a velocidade do vento, a gravitacional força é uma força constante e imutável que produz uma constante para baixo da aceleração vertical. Usando a convenção de que para cima é positivo e negativo é negativo, a aceleração da gravidade é tratada como negativa em quantidade (**- 9,81 m/s²**).

Esta aceleração permanece constante independentemente do tamanho, forma ou peso do projétil. O componente vertical da velocidade inicial de projeção determina o deslocamento vertical máximo alcançado por um corpo projetado a partir de uma determinada altura de projeção relativa.

Influência da resistência do ar

Se um objeto foi projetado em um vácuo (sem resistência do ar), a horizontal componente de sua velocidade permaneceria exatamente a mesma ao longo do voo. No entanto, na maioria das situações da vida real, a resistência do ar afeta o componente horizontal da velocidade do projétil.

Uma bola jogada com uma dada velocidade inicial em uma área ao ar livre viajará muito mais longe se for lançada com um vento de cauda ao invés de um vento de proa. Porque os efeitos do ar e a resistência são variáveis, no entanto, é costume desconsiderar a resistência do ar ao discutir e resolver problemas relacionados com o movimento de

projéteis, uma vez que isso permite tratar o componente horizontal do movimento do projétil como uma quantidade imutável (constante).

Quando um projétil cai verticalmente no ar em uma vida real típica situação, sua velocidade em qualquer ponto também está relacionada à resistência do ar. Um céu a velocidade do mergulhador, por exemplo, é muito menor após a abertura do paraquedas do que antes de sua abertura.

Fatores que influenciam a trajetória projetada e análise do movimento do projétil

Três fatores influenciam a trajetória (trajetória de voo) de um projétil:

- (a) Ângulo de projeção.
- (b) A velocidade de projeção.
- (c) A altura relativa da projeção.

Entender como esses fatores interagem é útil no contexto do esporte, tanto para determinar como melhor projeto das bolas e outros implementos e para prever a melhor forma de pegar ou golpear bolas projetadas.

Ângulo de projeção

O ângulo de projeção e os efeitos da resistência do ar governam a forma da trajetória de um projétil. Mudanças na velocidade de projeção influenciam o tamanho da trajetória, mas o formato da trajetória depende apenas da projeção ângulo.

Na ausência de resistência do ar, a trajetória de um projétil assume uma das três formas gerais, dependendo do ângulo de projeção. Se o ângulo de projeção é perfeitamente vertical, a trajetória também é perfeitamente vertical, com o projétil seguindo o mesmo caminho para cima e depois para baixo novamente.

Se o ângulo de projeção é oblíquo (em algum ângulo entre 0° e 90°), a trajetória é parabólica, ou em forma de parábola. Uma parábola é simétrica, então suas metades direita e esquerda são imagens espelhadas de cada um.

Um corpo projetado perfeitamente horizontalmente (em um ângulo de 0°) seguirá uma trajetória parecida com a metade de uma parábola. Uma bola lançada para cima em um ângulo de projeção de 80° para a horizontal segue um ângulo relativamente alto e estreito da trajetória, alcançando mais altura que a distância horizontal. Uma bola projetada para cima em um ângulo de 10° em relação à horizontal segue uma trajetória que é plana e longa em forma.

O ângulo de projeção tem implicações diretas para o sucesso no esporte de basquete, já que um ângulo quase vertical de entrada na cesta permite uma margem de erro um pouco maior do que um ângulo de entrada mais horizontal.

Dentro de 4,57 metros da cesta, os ângulos de liberação do arremesso são de cerca de 52 a 55° , proporcionando um ângulo de entrada relativamente vertical, enquanto 6,40 metros tendem a ser liberados a $48-50^\circ$, permitindo uma liberação mínima da velocidade, mas um ângulo de entrada menos vertical.

Ao fotografar em close proximidade de um defensor, os jogadores tendem a soltar a bola de uma forma mais vertical o ângulo de liberação e de uma altura maior do que é o caso quando o jogador está aberto. Embora a estratégia por trás disso seja tipicamente impedir que a foto seja bloqueada, ela também pode resultar em tiroteio.

Em situações de projeção em um campo, a resistência do ar pode, na realidade, criar irregularidades na forma da trajetória de um projétil. Uma modificação típica na trajetória causada pela resistência do ar é exibida na Figura 3.1.

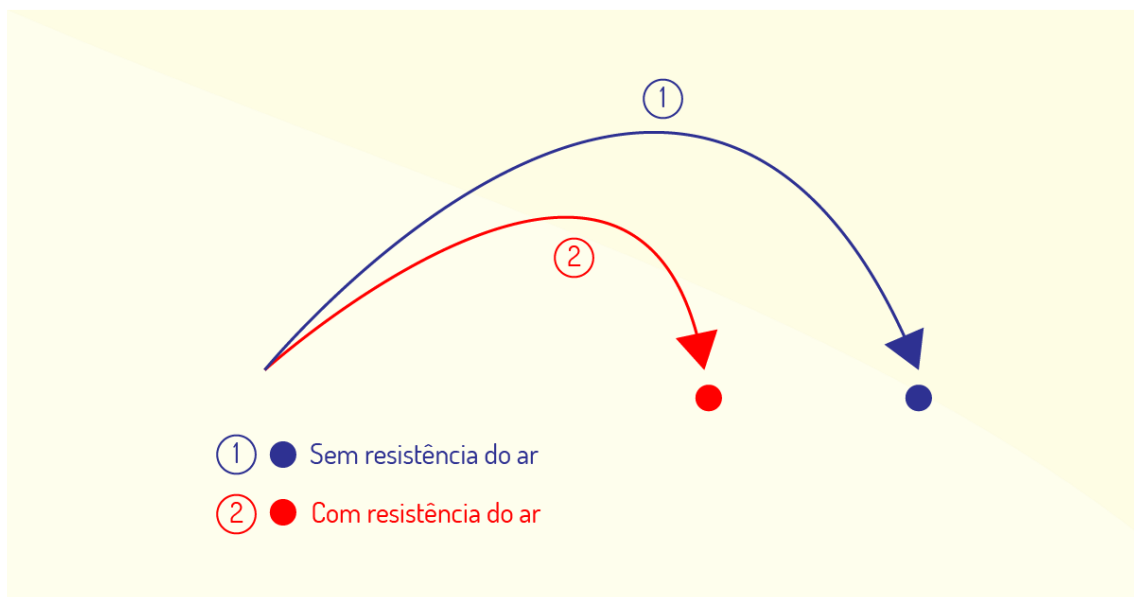


Figura 3.1 - Em situações da vida real, a resistência do ar faz com que um projétil se desvie de sua trajetória

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, veremos a velocidade de projeção.

Velocidade de projeção

Quando o ângulo de projeção e outros fatores são constantes, a velocidade de projeção define a duração ou até mesmo o tamanho da trajetória de um projétil. Por exemplo, quando um corpo é projetado verticalmente para cima, a velocidade inicial do projétil define a altura do ápice da trajetória. Para um corpo que é projetado em um ângulo oblíquo, a velocidade de projeção define a altura e o comprimento horizontal da trajetória. O desempenho na execução de um salto vertical em uma superfície plana é inteiramente dependente da velocidade de decolagem; isto é, quanto maior a velocidade vertical na decolagem, maior o salto, e quanto maior o salto, maior a quantidade de tempo que o saltador está no ar.

Os jogadores de vôlei de praia de elite podem pular mais alto e permanecer no ar por mais tempo ao decolar de uma superfície sólida do que da areia, porque a instabilidade da areia produz uma redução na velocidade de decolagem.

O tempo necessário para a execução de um salto vertical pode ser uma essencial questão para coreógrafos de dança. A incorporação de saltos verticais em um desempenho deve ser planejada com atenção e cuidado.

Se o ritmo da música necessita que os saltos verticais sejam realizados dentro de um terço de segundo, a altura dos saltos é restrita a aproximadamente 12 cm. O coreógrafo deve estar ciente de que, nessas situações, grande parte dos dançarinos não têm folga suficiente para apontar seus dedos durante a execução do salto.

Altura Relativa da Projeção

O terceiro fator principal que influencia a trajetória do projétil é a altura relativa da projeção. Quando um disco é lançado por um lançador de uma altura de $1\frac{1}{2}$ metro acima do solo, a altura de projeção relativa é $1\frac{1}{2}$ metro, porque a projeção altura é $1\frac{1}{2}$ metro maior do que a altura do campo entre o disco e a terra.

Se uma bola de golfe acionada se aloja em uma árvore, a projeção relativa da altura é negativa, porque a altura de pouso é maior que a projeção altura. Quando a velocidade de projeção é constante, a maior projeção relativa da altura traduz-se em mais tempo de voo e maior deslocamento do projétil.

No esporte do mergulho, a altura de projeção relativa é a altura do trampolim ou plataforma acima da água. Se o centro de gravidade de um mergulhador elevada 1,5 metro acima do trampolim no ápice da trajetória, o tempo do voo é de cerca de 1,2 segundos de uma placa de 1 metro e 1,4 segundos de uma placa de 3 metros. Isso fornece tempo suficiente para um mergulhador qualificado completar 3 cambalhotas a partir de 1 metro bordo e $3\frac{1}{2}$ cambalhotas de uma placa de 3 metros.

A implicação é que um mergulhador tentando aprender um mergulho de salto mortal de $3\frac{1}{2}$ a partir do trampolim de 3 metros deve primeiro ser capaz de executar facilmente um mergulho de salto mortal de $2\frac{1}{2}$ da prancha de 1 metro.

Condições ótimas de projeção

Em eventos esportivos baseados em atingir o deslocamento horizontal máximo ou deslocamento vertical máximo de um projétil, o principal objetivo é maximizar a velocidade de projeção. Nos eventos de arremesso, outro objetivo é maximizar a altura de lançamento, porque maior a altura da projeção produz maior tempo de voo e, conseqüentemente, deslocamento horizontal do projétil.

No entanto, geralmente não é prudente para um lançador sacrificar a velocidade de liberação para maior altura de liberação. O fator que mais varia, com o evento e o performer, é o ângulo ideal de projeção.

Quando a altura de projeção relativa é zero, o ângulo de projeção que produz o deslocamento horizontal máximo é de 45° . Como a altura de projeção relativa aumenta, o ângulo ideal de projeção diminui, e à medida que a altura da projeção relativa diminui, o ângulo aumenta.

REFLITA

É importante reconhecer que existem relações entre a projeção velocidade, altura e ângulo, de modo que quando se é deslocado para mais perto do que seria teoricamente, ser ótimo, outro se afasta do ótimo. Isto é porque os humanos não são máquinas, e a anatomia humana dita certas restrições. Reflita!

Pesquisas mostraram, por exemplo, que as relações entre velocidade de lançamento, altura e ângulo de desempenho no arremesso de peso são tais essa velocidade de liberação alcançável que diminui com o aumento do ângulo de $1,7 \text{ (m/s)/rad}$ e diminui com o aumento da altura de liberação a $0,8 \text{ (m/s)/m}$.

Tanto para o arremesso quanto para o disco, no entanto, os biomecânicos encontraram que o ângulo ideal de liberação é específico do atleta, variando de 35 a 44 graus entre os artistas de elite por causa das diferenças individuais na diminuição da velocidade de projeção com o aumento do ângulo de liberação.

Da mesma forma, quando o corpo humano é o projétil durante um salto, a velocidade de decolagem serve para restringir o ângulo de projeção que pode ser alcançado. No

desempenho do salto em distância, por exemplo, porque a decolagem e as alturas de aterrissagem são as mesmas, o ângulo teoricamente ideal da decolagem é de 45° em relação à horizontal. No entanto, foi estimado que para obter este ângulo de decolagem teoricamente ótimo, *jumpers* longos diminuiriam a velocidade horizontal que poderiam obter em aproximadamente 50%.

Estudos mostram que o sucesso no salto em distância, salto em altura e salto com vara está relacionado à capacidade do atleta de maximizar a velocidade horizontal indo para a decolagem. A decolagem real dos ângulos empregados pelos saltadores de elite varia de aproximadamente 18° para 27° .

Ângulos de decolagem durante as três fases do salto triplo são ainda menor para os artistas de elite do que aqueles usados no salto em distância. O desempenho no salto triplo é complicado pelo fato de que existe uma troca direta entre velocidade horizontal e velocidade vertical durante os saltos.

No salto de esqui, onde os atletas têm a vantagem de uma grande altura relativa entre decolagem e pouso, os ângulos de decolagem são pequenos como $4,6-6,2^\circ$. Em um evento como o salto em altura, em que o objetivo é maximizar o deslocamento vertical, ângulos de decolagem entre os *jumpers* estilo *Fosbury Flop* variam de 40° a 48° .

Analisando o movimento do projétil

Como a velocidade é uma grandeza vetorial, a velocidade inicial de um projétil incorpora a velocidade inicial (magnitude) e o ângulo de projeção (direção) em uma única quantidade. Quando a velocidade inicial de um projétil é resolvida em componentes horizontais e verticais, o horizontal componente tem uma certa velocidade ou magnitude em uma direção horizontal, e o componente vertical tem uma velocidade ou magnitude na direção vertical.

As magnitudes dos componentes horizontais e verticais são sempre quantificadas, de modo que, se fossem adicionados juntos ao processo de composição vetorial, o vetor de velocidade resultante seria igual em magnitude e direção ao vetor de velocidade inicial original.

Os componentes horizontal e vertical da velocidade inicial podem ser quantificados ambos graficamente e trigonometricamente. Para fins de análise do movimento de projéteis, será assumido que o componente horizontal da velocidade do projétil é constante ao longo da trajetória e que o componente vertical da velocidade do projétil está mudando constantemente por causa da influência da gravidade (Figura 3.2).

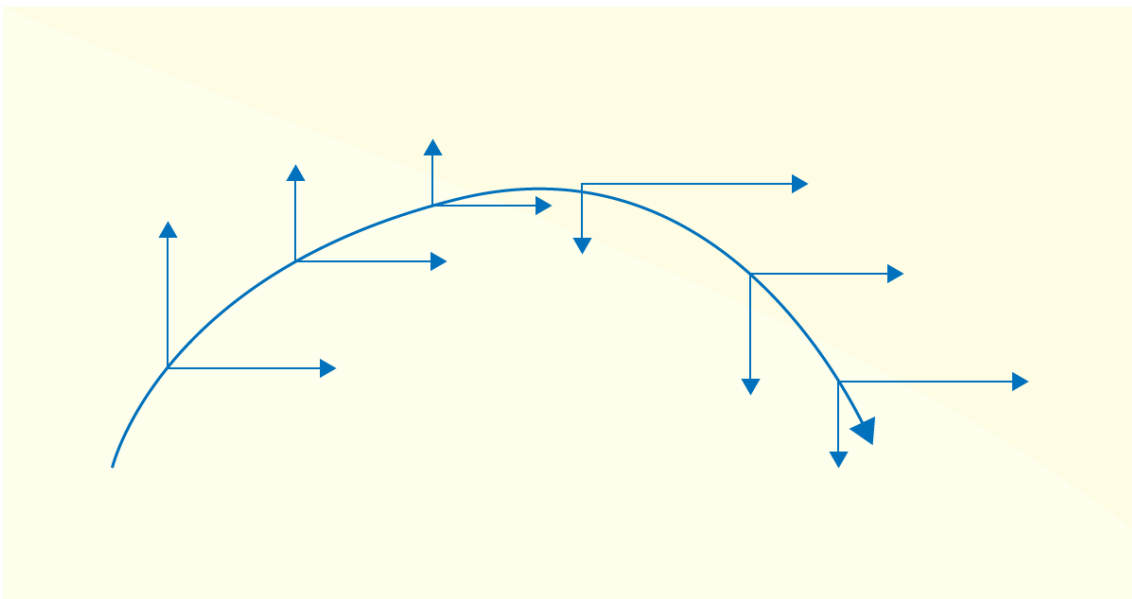


Figura 3.2 - Em situações da vida real, a resistência do ar faz com que um projétil se desvie de sua trajetória

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como a velocidade do projétil horizontal é constante, a aceleração horizontal é igual à constante de zero ao longo da trajetória. A aceleração vertical de um projétil é igual à constante **-9,81 m/s²**.

Equações de aceleração constante

Quando um corpo está se movendo com uma aceleração constante (positivo, negativo ou igual a zero), certas inter-relações estão presentes entre a cinemática quantidades associadas ao movimento do corpo.

Essas inter-relações podem ser expressas usando três equações matemáticas originalmente derivadas Galileu, que são conhecidas como as leis da aceleração constante, ou as leis de movimento uniformemente acelerado.

Usando os símbolos de variáveis **d**, **v**, **a** e **t** (representando deslocamento, velocidade, aceleração e tempo, respectivamente) e com os índices 1 e 2 (representando primeiro ou segundo pontos no tempo), as equações são as seguintes:

$$v_2 = v_1 + at$$
$$d = v_1 t + \frac{1}{2} at^2$$
$$v_2^2 = v_1^2 + 2ad$$

Observe que cada uma das equações contém uma combinação única de três das quatro quantidades cinemáticas: deslocamento, velocidade, aceleração e tempo. Isto proporciona considerável flexibilidade para resolver problemas nos quais duas das quantidades são conhecidas e o objetivo é resolver por um terço.

É instrutivo examinar essas relações quando aplicadas na horizontal componente do movimento do projétil em que **a** = **0**. Neste caso, cada termo contendo aceleração pode ser removido da equação. As equações aparecem como as seguintes:

$$v_2 = v_1$$
$$d = v_1 t$$
$$v_2^2 = v_1^2$$

As equações 1 e 3 reafirmam que no componente horizontal do projétil a velocidade é uma constante. A equação 2 indica que o deslocamento horizontal é igual ao produto da velocidade horizontal e do tempo.

Quando as relações de aceleração constante são aplicadas à vertical componente do movimento do projétil, a aceleração é igual a **-9,81 m/s²**, e as equações não podem ser simplificadas pela supressão da aceleração prazo. No entanto, na análise do componente vertical do movimento do projétil, a velocidade inicial (**v₁**) é igual a zero em certos casos.

Por exemplo, quando um objeto é retirado de uma posição estacionária, a velocidade inicial do objeto é zero. Quando este é o caso, as equações de aceleração constante podem ser expressas da seguinte forma:

$$v = at$$

$$d = \frac{1}{2}at^2$$

$$v^2 = 2ad$$

Quando um objeto é descartado, a primeira equação relata que a velocidade do objeto em qualquer instante é o produto da aceleração gravitacional e da quantidade de tempo que o objeto esteve em queda livre.

A segunda equação indica que a distância vertical por meio da qual o objeto caiu pode ser calculado a partir da aceleração gravitacional e da quantidade de tempo que o objeto foi caindo. A terceira equação expressa a relação entre a velocidade do objeto e o deslocamento vertical em um determinado tempo e aceleração gravitacional.

É útil na análise de movimento de projétil para lembrar que no ápice da trajetória de um projétil, o componente vertical da velocidade é zero. Se o objetivo é determinar a altura máxima alcançada por um projétil, v na equação 3 pode ser igual a zero:

$$0 = v + at$$

Um exemplo desse uso da equação 3A é mostrado no Exemplo de Problema 10,6. Se o problema é determinar o tempo total de voo, uma abordagem é calcular o tempo que leva para chegar ao ápice, que é metade do tempo total de voo se a projeção e a altura de pouso forem iguais. Neste caso, v na equação 1 para o componente vertical do movimento pode ser igual a zero porque a velocidade vertical é zero no ápice:

$$0 = v + at$$

Ao usar as equações de aceleração constante, é importante lembrar que eles podem ser aplicados ao componente horizontal do projétil movimento ou para o componente vertical do movimento do projétil, mas não para o movimento resultante do projétil.

Se o componente horizontal de movimento está sendo analisado, um $5\ 0$, mas se o componente vertical está sendo analisada, $\mathbf{a} = 5\ -9,81\ \text{m/s}^2$.

Caro(a) aluno(a), chegamos ao final do estudo da forma ou sequenciamento do movimento linear em relação ao tempo. As grandezas cinemáticas lineares incluem as grandezas escalares de distância e velocidade, e as quantidades vetoriais de deslocamento, velocidade e aceleração. Dependendo do movimento que está sendo analisado, uma quantidade vetorial ou seu equivalente escalar e uma quantidade instantânea ou média podem ser de interesse.

Foi possível entender que um projétil é um corpo em queda livre que é afetado apenas pela gravidade e pela resistência do ar. O movimento dos projéteis é analisado em termos de seus componentes horizontais e verticais.

Os dois componentes são independentes um do outro e somente o componente vertical é influenciado pela força gravitacional. Fatores que determinam a altura e distância que o projétil atinge são o ângulo de projeção, a velocidade de projeção e a altura relativa da projeção e as equações de aceleração constante podem ser usadas para analisar quantitativamente o movimento de projétil, com aceleração vertical de $-9,81\ \text{m/s}^2$ e horizontal aceleração sendo zero.

Observando a cinemática angular do movimento humano e as relações cinéticas angulares

Entender o movimento angular é particularmente importante para o(a) estudante de movimento humano, porque a maioria dos movimentos humanos volitivos envolvem rotação de um ou mais segmentos do corpo em torno das articulações em que articular.

A tradução do corpo como um todo durante a marcha ocorre por virtude de movimentos rotacionais que ocorrem no quadril, joelho e tornozelo em torno do imaginário eixos médio-laterais de rotação.

Durante o desempenho do salto de macacos, ambos os braços e as pernas giram em torno do anteroposterior imaginário, passando pelas articulações do ombro e quadril.

O movimento angular de implementos esportivos, como tacos de golfe, bastões de beisebol e tacos de hóquei, bem como ferramentas domésticas e de jardim, também é frequentemente de interesse.

Profissionais clínicos, treinadores e professores de atividades rotineiramente analisam o movimento humano com base na observação visual. O que é realmente observado em tais situações é a cinemática angular do movimento humano.

Baseado na observação do tempo e amplitude de movimento de ações conjuntas, o analista experiente pode fazer inferências sobre a coordenação da atividade muscular produzindo as ações conjuntas e as forças resultantes dessas ações conjuntas.

Ângulos de medição

Um ângulo é composto de dois lados que se cruzam em um vértice. A análise cinemática quantitativa pode ser obtida projetando-se filmagens do corpo humano em um pedaço de papel, com junta centros, em seguida, marcando com pontos e os pontos conectados com linhas que representam os eixos longitudinais dos segmentos do corpo.

Um transferidor pode ser usado para fazer medições manuais de ângulos de interesse a partir desta representação, com os centros conjuntos formando os vértices dos ângulos entre os segmentos adjacentes do corpo.

Vídeos e filmes de movimento humano também podem ser analisados usando este mesmo procedimento básico de avaliar os ângulos presentes nas articulações do corpo humano e das orientações angulares dos segmentos corporais. As avaliações de ângulo são geralmente feitas com *software* de computador a partir de representações de figuras do corpo humano construído na memória do computador.

Ângulos relativos *versus* absolutos

Avaliar o ângulo em uma articulação envolve medir o ângulo de um corpo segmento em relação ao outro segmento do corpo articulado na articulação. O ângulo relativo no joelho

é o ângulo formado entre o eixo longitudinal da coxa e o eixo longitudinal da perna inferior (Figura 3.3).

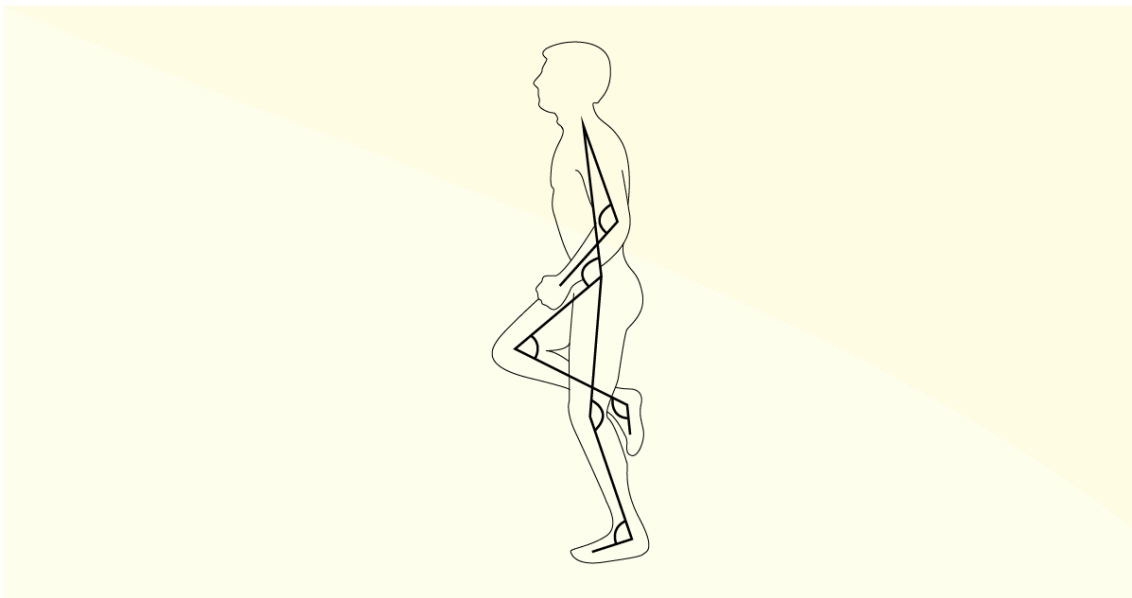


Figura 3.3 - Ângulos relativos medidos nas articulações são os ângulos entre os segmentos adjacentes do corpo

Fonte: Knudson (2007).

Quando a convenção usada para medir os ângulos articulares relativos é a anatômica posição de referência, todos os ângulos de articulação estão em 0° . O movimento articular é, então, medido direcionalmente.

Por exemplo, quando o braço estendido é elevado 30° na frente do corpo no plano sagital, o braço está em 30° de flexão no ombro. Quando a perna é abduzida no quadril, a amplitude de movimento em abdução também é medida a partir de 0° em referência anatômica da posição.

Outros ângulos de interesse são frequentemente as orientações dos segmentos corporais de si mesmos. Quando um indivíduo está em um ângulo de inclinação do tronco quando vai pegar algum objeto no porta-malas de um carro, afeta diretamente a quantidade de

força que deve ser gerada pelos músculos extensores do tronco para apoiar o tronco na posição assumida.

O ângulo de inclinação de um segmento do corpo, referido como o seu ângulo absoluto, é medido em relação a uma referência absoluta linha, geralmente horizontal ou vertical.

2.5.2 Ferramentas para medir ângulos corporais

Os goniômetros (Figura 3.4) são comumente usados pelos clínicos para mensurar diretamente ângulos conjuntos relativos a um ser humano.

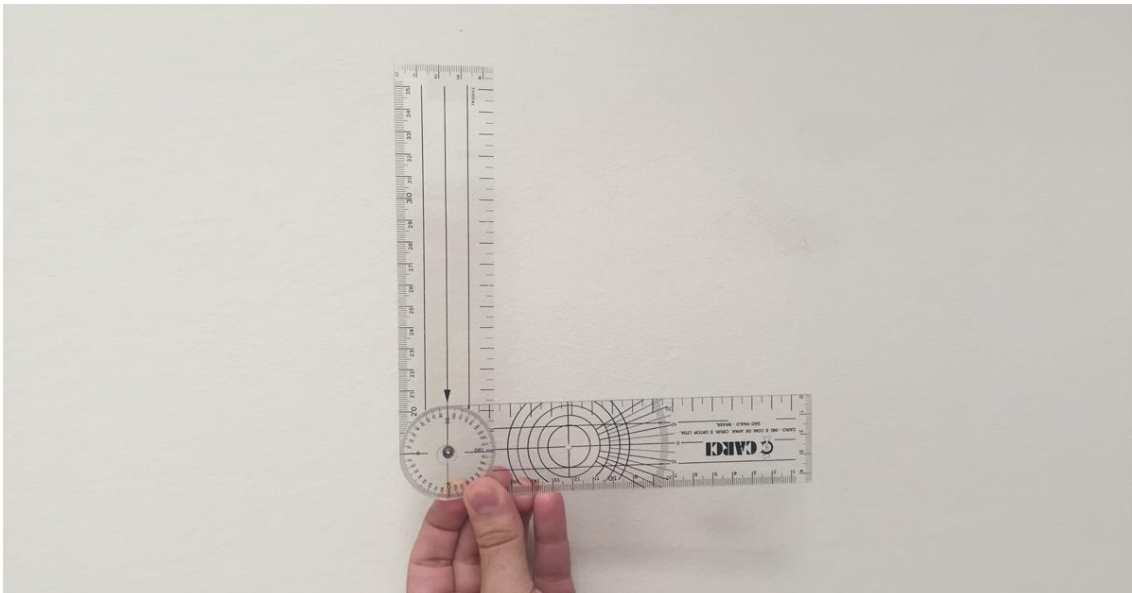


Figura 3.4 - Goniômetro

Fonte: Elaborada pelo autor.

Um goniômetro é essencialmente um transferidor com dois braços longos ligados. Um braço é fixado para que se estende do transferidor em um ângulo de 0° . O outro braço se estende do centro do transferidor e está livre para girar.

FIQUE POR DENTRO

A goniometria é a medida da amplitude de movimento em uma articulação. A técnica pode ser utilizada como uma medida de diagnóstico ou terapêutica para determinar o estado funcional de um indivíduo com uma alteração musculoesquelética. Veja um vídeo que vai mostrar na prática como realizar a goniometria nos segmentos corporais no *link* a seguir: <<https://www.youtube.com/watch?v=Bd9JRSdZae0>>. Acesso em: 09 jul. 2019.

O centro do transferidor está alinhado sobre o centro da articulação, e os dois braços estão alinhados sobre os eixos longitudinais dos dois segmentos do corpo que se conectam na articulação. O ângulo na articulação é então lido na interseção do braço rotativo livre e da escala do transferidor.

A precisão da leitura depende da precisão do posicionamento do goniômetro. O conhecimento do subjacente e a anatomia da articulação são essenciais para a localização adequada do centro articular de rotação.

Colocar marcas na pele para identificar a localização do centro de rotação na articulação e nos eixos longitudinais dos segmentos do corpo antes de alinhar o goniômetro às vezes é útil, especialmente se as medições repetidas estão sendo feitas na mesma articulação.

Centro Instantâneo de Rotação

A quantificação de ângulos articulares é complexa devido ao movimento articular ser frequentemente acompanhado pelo deslocamento de um osso em relação a articulação.

Esse fenômeno é ocasionado por assimetrias nas formas das superfícies ósseas articuladas. Um exemplo é a articulação tibiofemoral, onde a rotação medial e o deslocamento anterior do fêmur acompanham a flexão.

Como resultado, a localização do centro exato de rotação na articulação altera levemente quando o ângulo da articulação também altera. O centro de rotação em uma específica articulação do ângulo, ou em um certo instante no tempo durante um movimento dinâmico é denominado de centro instantâneo.

A localização exata do centro instantâneo para uma dada articulação pode ser determinada mediante medições feitas a partir de radiografias (Raios-X), que são geralmente tomadas em intervalos de 10° ao longo da amplitude de movimento da articulação. O centro instantâneo na articulação tibiofemoral do joelho muda durante o movimento angular no joelho, devido às formas elipsoides os côndilos femorais.

Relações cinéticas angulares

As inter-relações entre as grandezas cinemáticas angulares são semelhantes àquelas para grandezas lineares cinemáticas. Vamos conhecer um pouco mais a seguir sobre as principais relações cinéticas angulares na biomecânica.

Distância Angular e Deslocamento

Considere um pêndulo balançando para frente e para trás a partir de um ponto de apoio. O pêndulo está girando em torno de um eixo passando por seu ponto de apoio perpendicular ao plano de movimento. Se o pêndulo balançar por meio de um arco de 60° , oscilou mediante uma distância angular de 60° .

Se o pêndulo em seguida, volta a 60° para a sua posição original, tem viajado uma distância angular, totalizando 120° ($60^\circ + 60^\circ$). A distância angular é medida como a soma de todas as alterações angulares sofridas por um corpo em rotação.

O mesmo procedimento pode ser usado para quantificar as distâncias angulares por meio do qual os segmentos do corpo humano se movem. Se o ângulo nas alterações da articulação do cotovelo de 90° a 160° durante a fase de exérese de um antebraço exercício de ondulação, a distância angular coberta é de 70° .

Se a fase de extensão da curva retorna o cotovelo para sua posição original de 90° , 70° foram cobertos, resultando em uma distância angular total de 140° para a onda completa. Se forem feitos 10 cachos, a distância angular transcrita no cotovelo é 1400° ($10 \times 140^\circ$).

Assim como com sua contraparte linear, o deslocamento angular é avaliado como a diferença nas posições inicial e final do corpo em movimento. Se o ângulo no joelho da

perna de apoio mudar de 5° para 12° durante a fase de apoio inicial de uma passada em corrida, a distância angular e o deslocamento angular no joelho é de 7° .

Se a extensão ocorrer no joelho, retornando a articulação para sua posição original de 5° , a distância angular totaliza 14° ($7^\circ + 7^\circ$), mas o deslocamento angular é 0° , porque é o final. A posição da articulação é a mesma que a sua posição original.

Como o deslocamento linear, o deslocamento angular é definido por ambos magnitude e direção. Como a rotação observada de uma vista lateral ocorre no sentido horário ou anti-horário, a direção do angular deslocamento pode ser indicada usando estes termos.

O sentido anti-horário de direção é convencionalmente designada como positiva (+), e o sentido horário como negativo (-). Com o corpo humano, também é apropriado indicar a direção do deslocamento angular com terminologia relacionada à articulação, como flexão ou abdução.

No entanto, não há relação definida entre a direção positiva (sentido anti-horário) e flexão ou extensão ou qualquer outro movimento em uma articulação. Este é porque quando visto de um lado, flexão em uma determinada articulação, como o quadril é positivo, mas quando visto do lado oposto é negativo.

Quando biomecânicos fazem estudos de captura de movimento com computador e câmeras, o *software* quantifica movimentos conjuntos em direções positivas ou negativas. O pesquisador deve, então, traduzir esses valores na flexão/extensão ou outros movimentos articulares, dependendo da visão da câmera.

Pacotes de *software* mais sofisticados farão essa tradução com contribuição apropriada do pesquisador. Três unidades de medida são comumente usadas para representar a distância angular e deslocamento angular. A mais familiar dessas unidades é o grau.

Um círculo completo de rotação transcreve um arco de 360° , um arco de 180° subtende uma linha reta e 90° forma um ângulo reto entre a linha perpendicular e as linhas. Outra unidade de medida angular por vezes utilizada em biomecânica análises é o radiano. Uma linha conectando o centro de um círculo a qualquer ponto na circunferência do círculo é um raio.

Um radiano é definido como o tamanho do ângulo subentendido no centro de um círculo por um arco de comprimento igual ao raio do círculo. Um círculo completo é um arco de 2π radianos ou 360° . Porque 360° dividido por 2_π é $57,3^\circ$, um radiano é equivalente a $57,3^\circ$. Pelo fato do radiano ser muito maior que um grau, é uma unidade mais conveniente para a representação de angular extremamente a grandes distâncias ou deslocamentos. Os radianos são frequentemente quantificados em múltiplos de **pi** (π).

A terceira unidade usada às vezes para quantificar a distância angular ou o deslocamento é a revolução. Uma revolução transcreve um arco igual a um círculo. Mergulhos e algumas habilidades de ginástica são frequentemente descritas pelo número de revoluções que o corpo humano sofre durante a sua execução.

O salto para trás é um exemplo descritivo. A Figura 3.5 ilustra a maneira em que graus, radianos e revoluções se comparam como unidades angulares a medida.

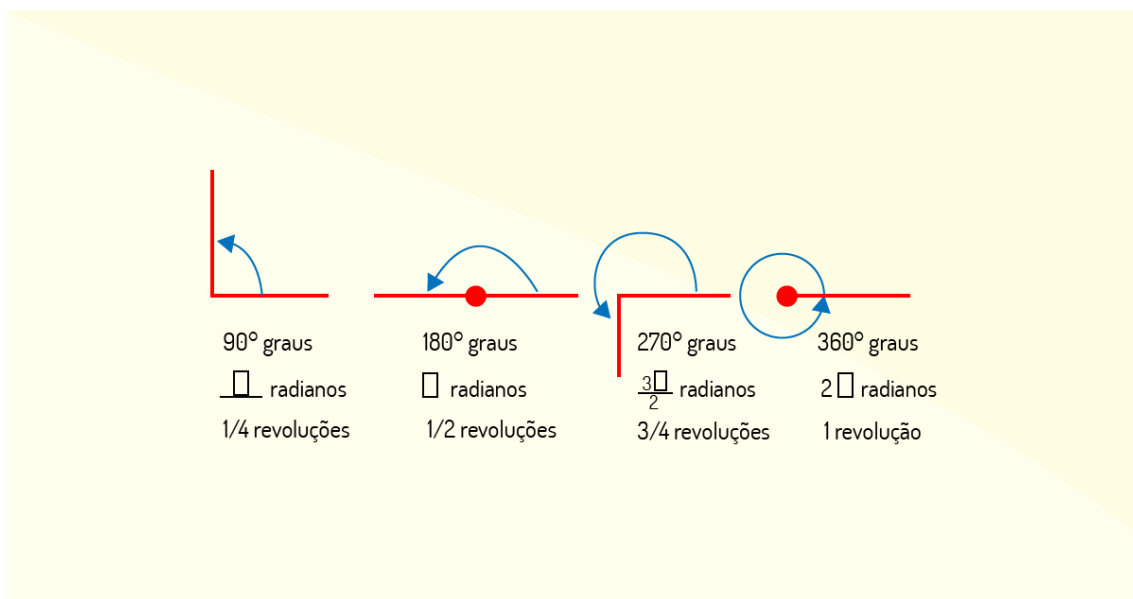


Figura 3.5 - Comparação de graus radianos e revoluções

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, veremos a velocidade angular.

Velocidade angular

A velocidade angular é uma grandeza escalar e é definida como a distância angular coberta dividido pelo intervalo de tempo durante o qual a moção ocorreu:

$$\text{velocidade angular} = \frac{\text{distância angular}}{\text{Mudança de tempo}}$$

$$\sigma = \frac{\phi}{\Delta t}$$

A letra grega maiúscula sigma (σ) refere-se à velocidade angular, a minúscula A letra grega phi (ϕ) significa a distância angular e t represe-se ao tempo.

A velocidade angular é calculada como a alteração na posição angular, ou o deslocamento angular, que acontece durante um determinado período de tempo:

$$\text{velocidade angular} = \frac{\text{mudança na posição angular}}{\text{mudança no tempo}}$$

$$\omega = \frac{\Delta \text{posição angular}}{\Delta \text{tempo}}$$

$$\text{velocidade angular} = \frac{\text{deslocamento angular}}{\text{mudança no tempo}}$$

$$\omega = \frac{\theta}{\Delta t}$$

A letra grega ômega (ω) representa a velocidade angular, a maiúscula A letra grega theta (θ) representa o deslocamento angular e t representa o tempo decorrido durante a avaliação da velocidade. Outra maneira da mudança expressa na posição angular é a posição angular₂ - posição angular₁, em que posição angular₁ representa a posição do corpo em um ponto no tempo e a posição angular₂ representa a posição do corpo em um ponto posterior:

$$\omega = \frac{\text{posição angular}_2 - \text{posição angular}_1}{\text{tempo}_2 - \text{tempo}_1}$$

A velocidade angular deve incluir uma identificação da direção (sentido horário ou anti-horário, negativo ou positivo) em que ocorreu o deslocamento angular em que se baseia.

Unidades de velocidade angular são unidades de distância angular ou deslocamento angular dividido por unidades de tempo. A unidade do tempo mais comumente usada é o segundo. Unidades de velocidade angular são graus por segundo (**graus/s**), radianos por segundo (**rad/s**), revoluções por segundo (**rev/s**) e revoluções por minuto (rpm).

Mover os segmentos do corpo a uma alta taxa de velocidade angular é uma característica de desempenho qualificado em muitos esportes. Foi evidenciado em tenistas masculinos e femininos de classe mundial uma rotação sequencial de rotações segmentais. Quando o corpo humano se torna um projétil durante a execução de um salto, a altura do salto determina a quantidade de tempo que o corpo está no ar.

Aceleração angular

A aceleração angular é representada pela taxa de mudança na velocidade angular, ou a alteração na velocidade angular que acontece durante um dado tempo. O convencional símbolo para aceleração angular é representado pela letra grega minúscula alpha (α):

$$\text{aceleração angular} = \frac{\text{mudança na velocidade angular}}{\text{mudança no tempo}}$$

$$\alpha = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}$$

A fórmula de cálculo para aceleração angular é, portanto, a seguinte:

$$\alpha = \frac{\omega_2 - \omega_1}{t_2 - t_1}$$

Nesta fórmula, ω_1 refere-se à velocidade angular em um ponto inicial no tempo, ω_2 exemplifica a velocidade angular em um segundo ou último ponto no tempo e t_1 e t_2 são considerados como os tempos em que a velocidade foi avaliada.

Assim como na aceleração linear, a aceleração angular pode ser positiva, negativa ou zero. Quando a aceleração angular é zero, a velocidade angular é constante. Assim como

na aceleração linear, a aceleração angular positiva pode indicar o aumento da velocidade angular na direção positiva ou diminuindo a velocidade angular na direção negativa.

Da mesma forma, um negativo valor da aceleração angular pode representar um decréscimo angular da velocidade na direção positiva ou aumentando a velocidade angular na direção negativa.

Unidades de aceleração angular são consideradas unidades de velocidade angular que são separadas por unidades de tempo. Exemplos comuns são graus por segundo ao quadrado (**graus/s²**), radianos por segundo ao quadrado (**rad/s²**) ou até mesmo revoluções por segundo ao quadrado (**rev/s²**).

Vetores de movimento angular

Os vetores de movimento angular são representados com vetores retos convencionais, usando o que é chamado de regra da mão direita.

De acordo com essa regra, quando os dedos da mão direita estão enrolados a direção de um movimento angular, o vetor usado para representar o movimento é orientado perpendicularmente ao plano de rotação, na direção dos pontos de polegar estendidos. A magnitude da quantidade pode ser indicada por meio da proporcionalidade com o comprimento do vetor.

Quantidades Angulares Médias *versus* Instantâneas

Velocidade angular, rapidez e aceleração podem ser calculadas como valores médios ou instantâneas, dependendo da duração do intervalo de tempo que foi selecionado.

Por exemplo, a velocidade angular instantânea de um taco de beisebol no instante de contato com uma bola apresenta tipicamente de maior interesse do que a velocidade angular média do balanço.

ATIVIDADE

- 2) Entender a cinemática do movimento humano é um valor básico e aplicado no esporte. A medição do movimento pode ser usada para avaliar o desempenho funcional dos membros em condições normais e anormais. O conhecimento cinemático também é essencial para o diagnóstico adequado e o tratamento cirúrgico da doença articular e o projeto de dispositivos protéticos para restaurar a função. Em relação à cinemática do movimento, escolha a alternativa correta.
- a) A velocidade da decolagem interfere na execução de um salto horizontal.
 - b) O tamanho da trajetória é influenciado pelas mudanças na velocidade de projeção.
 - c) Os fatores que interferem a trajetória de um projétil é o ângulo de projeção, a corrida de projeção e a largura relativa da projeção.
 - d) A força de gravidade é um fator que influencia o componente horizontal de movimento do projétil.
 - e) O deslocamento vertical máximo alcançado por um projétil é determinado pelo componente horizontal da velocidade.

RELAÇÕES ENTRE MOVIMENTO LINEAR E ANGULAR

Nesta parte da disciplina, você vai conhecer qual é a relação do movimento linear com o angular. É essencial conhecermos este conteúdo, pois vai dar suporte na hora de pensarmos alguns gestos esportivos no dia a dia.

Deslocamentos Linear e Angular

Quanto maior o raio entre um ponto de um corpo em rotação e o eixo de rotação, maior será a distância linear percorrida por esse ponto ao longo de um movimento angular. Esta análise é expressa na forma de uma equação simples.

A distância curvilínea explorada pelo ponto de interesse s é o produto de r , o raio de rotação do ponto, e ϕ , a distância angular por meio de que o corpo em rotação se move, onde ϕ é quantificado em radianos.

Para esta relação ser válida, duas condições devem ser atendidas:

- (a) distância linear e o raio de rotação devem ser quantificados na mesma unidade de comprimento;
- (b) distância angular deve ser expressa em radianos.

Embora as unidades de medida sejam normalmente equilibradas em lados opostos de um sinal de igual quando uma relação válida é expressa (este não é o caso aqui). Quando o raio de rotação (expresso em metros) é multiplicado por deslocamento angular em radianos, o resultado é o deslocamento linear metros.

Radianos desaparecem no lado direito da equação neste caso porque, como pode ser observado a partir da definição do radiano, ele serve como um fator de conversão entre medições lineares e angulares.

Velocidade Linear e Angular

O mesmo tipo de relação existe entre a velocidade angular de um corpo girando e a velocidade linear de um ponto do corpo em um dado instante no tempo. O relacionamento é expresso da seguinte maneira:

$$v = r\omega$$

A velocidade linear (tangencial) do ponto de interesse é v , r é o raio de rotação para esse ponto, e ω é a velocidade angular da rotação corpo. Para que a equação seja válida, a velocidade angular deve ser expressa em unidades baseadas em radianos (**normalmente rad/s**), e a velocidade deve ser expressa nas unidades do raio de rotação dividido pelas unidades de tempo apropriadas.

Os radianos são novamente usados como um fator de conversão linear-angular e não são equilibrados em lados opostos do sinal de igual:

$$m/s = (m) (rad/s)$$

Durante várias atividades esportivas, uma meta imediata de desempenho é direcionar um objeto como bola, peteca ou disco de hóquei com precisão, ao transmitir uma quantidade relativamente grande de velocidade a ele com um bastão, raquete ou vara.

Nas rebatidas de *baseball*, o início do balanço e da velocidade angular do balanço deve ser cronometrada precisamente para fazer contato com a bola e direcioná-la para o solo. Um campo de 40 m/s atinge o bater 0,41 s depois de deixar a mão do lançador.

Estima-se que uma diferença de **0,001s** no tempo de início do *swing* pode determinar se a bola é direcionada para o centro ou para baixo da linha de falta, e que um *swing* iniciado **0,003s**, muito cedo ou muito tarde, não resultará em contato com a bola.

Da mesma forma, há uma janela muito pequena de tempo durante a qual ginastas na barra alta podem liberar a partir do bar para executar um hábil desmontar. Para finalistas de alto nível nos Jogos Olímpicos de 2000 em Sydney, a janela de lançamento foi uma média de **0,055s**.

Com todos os outros fatores mantidos constantes, quanto maior o raio de rotação em que um instrumento de balanço bate em uma bola, quanto maior a velocidade linear comunicada à bola. No entanto, a magnitude da velocidade angular é tão grande quanto o comprimento do raio de rotação na determinação da velocidade linear de um ponto em um implemento oscilante.

É importante reconhecer que a velocidade linear de uma bola atingida por um morcego, raquete ou taco não é idêntico à velocidade linear do contato ponto no implemento de oscilação.

REFLITA

Outros fatores, como a franqueza do impacto e a elasticidade do impacto, também influenciam a velocidade da bola. Reflita!

Aceleração Linear e Angular

A aceleração de um corpo em movimento angular pode ser resolvida em dois componentes de aceleração linear perpendiculares. Esses componentes são dirigidos ao longo e perpendicular ao caminho do movimento angular em qualquer ponto no tempo (Figura 3.6).

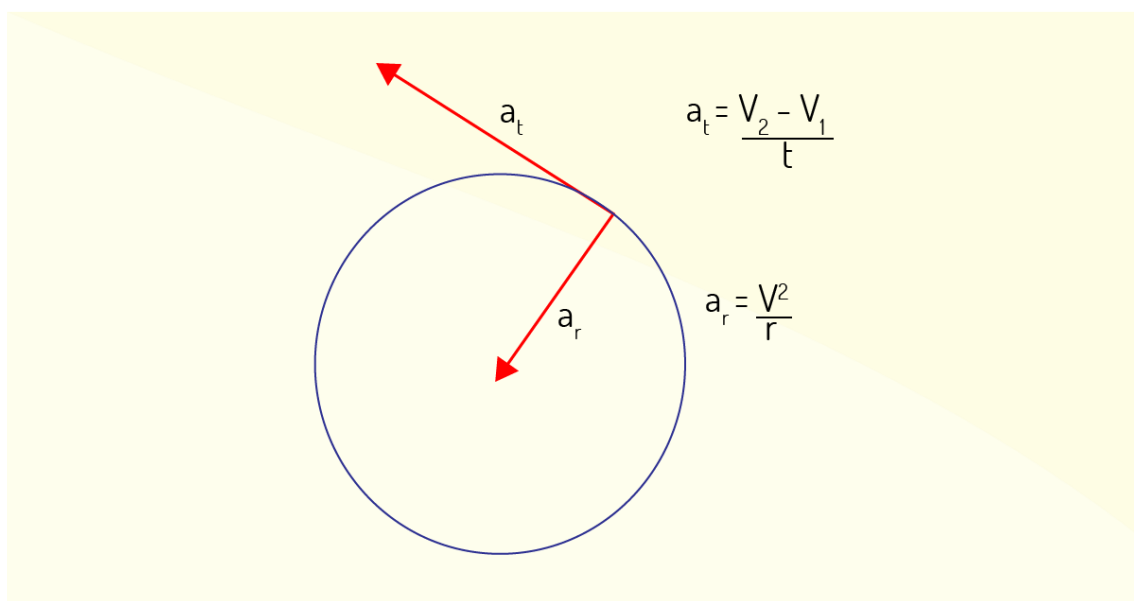


Figura 3.6 - Vetores de aceleração tangencial e radial mostrados em relação a um caminho circular de movimento

Fonte: Elaborada pelo autor.

O componente dirigido ao longo do caminho do movimento angular leva seu nome do termo tangente. Uma tangente é uma linha que toca, mas não cruza, uma curva em um único ponto. O componente tangencial, conhecido como aceleração tangencial, representa a mudança na velocidade linear para um corpo viajando em um caminho curvo.

A fórmula para aceleração tangencial é a seguinte:

$$a_t = \frac{v_2 - v_1}{t}$$

A aceleração tangencial está em: v_1 é a velocidade linear tangencial do movimento corpo em um tempo inicial, v_2 é a velocidade linear tangencial do movimento corpo em uma segunda vez, e t é o intervalo de tempo sobre o qual as velocidades são avaliadas.

Quando uma bola é lançada, a bola segue um caminho curvo à medida que é acelerada pelos músculos do ombro, cotovelo e punho. O componente tangencial de aceleração da bola representa a taxa de mudança na velocidade linear da bola.

Porque a velocidade da projeção afeta muito o alcance de um projétil da velocidade tangencial que deve ser máxima antes da liberação da bola se o objetivo é jogar a bola rápido ou longe. Uma vez que a liberação da bola ocorre, tangencial a aceleração é zero, porque o lançador não está mais aplicando uma força.

A relação entre a aceleração tangencial e aceleração angular é expresso da seguinte forma:

$$at = r \alpha$$

A aceleração linear é at , r é o raio de rotação e α é aceleração angular. As unidades de aceleração linear e o raio de rotação devem ser compatíveis, e a aceleração angular deve ser expressa em base radiana das unidades para que o relacionamento seja preciso.

Embora a velocidade linear de um objeto viajando ao longo de um caminho curvo não muda, sua direção de movimento está mudando constantemente. O segundo componente de aceleração angular representa a taxa de mudança na direção de um corpo em movimento angular.

Esse componente é chamado de aceleração radial e é sempre direcionado para o centro da curvatura. A aceleração radial pode ser quantificada usando a seguinte fórmula:

$$ar = \frac{v^2}{r}$$

A aceleração radial é ar , v é a velocidade linear tangencial do movimento corpo, e r é o raio de rotação. Um aumento na velocidade linear ou diminuição no raio de curvatura aumenta a aceleração radial. Então, quanto menor o raio de curvatura (quanto mais apertada a curva), mais difícil é para um ciclista realizar a curva em alta velocidade.

Durante a execução de um lançamento de bola, ela segue um caminho curvo porque o braço e a mão do lançador o restringem. Esta força de restrição causa aceleração radial em direção ao centro de curvatura ao longo do movimento.

Quando o lançador solta a bola, a aceleração radial não existe mais e o implemento segue o caminho da tangente à curva naquele instante. O momento da liberação é, portanto, crítico: se a liberação ocorrer também cedo ou tarde, a bola será direcionada para a esquerda ou para a direita, em vez de ir direto em frente.

Os componentes tangenciais e radiais do movimento podem contribuir para a velocidade linear resultante de um projétil na liberação. Por exemplo, durante cambalhota desmonta da barra alta em rotinas de ginástica, embora a principal contribuição para a velocidade linear do centro de gravidade do corpo é geralmente de aceleração tangencial, o componente radial pode contribuir até 50% da velocidade resultante. O tamanho da contribuição do componente radial, e se a contribuição é positiva ou negativa, varia de acordo com a técnica do artista.

ATIVIDADE

- 3) As rotações do segmento do corpo se combinam para produzir movimento linear de todo o corpo ou de um ponto específico em um segmento do corpo. Para ciclistas, isso ocorre porque as rotações da articulação criam forças nos pedais, as forças nos pedais giram as engrenagens que giram as rodas e a rotação das rodas resulta em movimento linear do ciclista. Em relação ao movimento linear, escolha a alternativa correta.
- a) Cinco componentes de aceleração linear perpendiculares podem ser resolvidos a partir da aceleração de um corpo em movimento linear.
 - b) A maior distância linear percorrida é resultado do maior raio entre um determinado ponto de um corpo em rotação e o eixo de rotação.
 - c) A distância linear deve ser expressa em radianos.
 - d) Os componentes tangenciais e radiais do movimento podem contribuir para a velocidade angular resultante de um projétil na liberação.
 - e) A distância angular deve ser quantificada na mesma unidade de comprimento.

LESÕES MUSCULARES COMUNS

Lesões musculares são comuns, sendo a maioria relativamente menor. Felizmente, o músculo esquelético saudável possui considerável capacidade de autorreparo.

Estiramento

As deformações musculares resultam do alongamento excessivo do tecido muscular. Normalmente, um músculo ativo está sobrecarregado, com a magnitude da lesão relacionada ao tamanho da sobrecarga e à taxa de sobrecarga. Os estiramentos podem ser leves, moderados ou graves.

Os estiramentos leves envolvem danos estruturais mínimos e são caracterizadas por uma sensação de aperto ou tensão no músculo. Os estiramentos de segundo grau envolvem uma ruptura parcial no tecido muscular, com sintomas de dor, fraqueza e alguma perda de função. Com estiramentos de terceiro grau, há ruptura grave do músculo, perda funcional, hemorragia e inchaço.

Os isquiotibiais são os músculos mais frequentemente tensos no corpo humano. Os estiramentos de isquiotibiais são particularmente problemáticas para os atletas, porque demoram a cicatrizar e têm quase um terço de incidência de recorrência no primeiro ano após o retorno à participação esportiva.

Contusões

Contusões são causadas por forças compressivas sofridas durante os impactos. Eles consistem em hematomas dentro do tecido muscular. Uma séria contusão muscular, ou uma contusão que é repetidamente afetada, pode levar ao desenvolvimento de uma condição muito mais séria, conhecida como miosite óssea.

Miosite consiste na presença de uma massa calcificada dentro do músculo. Aparentemente, os fibroblastos recrutados durante o processo de cicatrização começam a se diferenciar em osteoblastos, com a calcificação se tornando visível em uma radiografia

após três ou quatro semanas. Após seis ou sete semanas, a reabsorção da massa calcificada geralmente começa, embora algumas vezes uma lesão óssea no músculo permaneça.

Cãibras

A etiologia das cãibras musculares não é bem compreendida, com possíveis fatores causais, incluindo desequilíbrios eletrolíticos, deficiências de cálcio e magnésio e desidratação. Cãibras também podem ocorrer secundárias a impactos diretos. Cãibras podem envolver espasmos musculares moderados a graves, com níveis proporcionais de dor acompanhante.

Dor Muscular de Início Tardio

Dor muscular geralmente ocorre depois de algum período de tempo após o exercício desacostumado. A dor muscular de início tardio surge 24-72 horas após a participação em um exercício longo ou extenuante de exercício e é caracterizada por dor, inchaço e os mesmos tipos de alterações histológicas que acompanham a inflamação aguda. Microlesões do tecido muscular estão envolvidas com sintomas de dor, rigidez e restrita amplitude de movimento.

REFLITA

Existe a hipótese de que o aumento da rigidez articular pode servir como um mecanismo de proteção que ajuda a prevenir danos adicionais e dor. Reflita!

Síndrome Compartimental

Hemorragia ou edema dentro de um compartimento muscular podem resultar de lesão ou esforço muscular excessivo. A pressão aumenta dentro do compartimento e danos severos às estruturas neurais e vasculares dentro do compartimento seguem na ausência de

liberação de pressão. Inchaço, descoloração, diminuição do pulso distal, perda de sensibilidade e perda da função motora são todos sintomas progressivamente aparentes.

Caro(a) aluno(a), chegamos ao final desta unidade e foi possível compreender que o movimento angular é uma parte importante do estudo de biomecânica, porque a maior parte do movimento volitivo do corpo humano envolve a rotação dos ossos em torno dos eixos imaginários de rotação passando pela articulação central nos quais os ossos se articulam.

As quantidades cinemáticas angulares do deslocamento angular, da velocidade angular e aceleração angular possuem as mesmas inter-relações que suas contrapartes lineares, com deslocamento angular representando mudança na posição angular, velocidade angular definida como a taxa de mudança na posição angular e aceleração angular indicando a taxa de mudança na velocidade angular durante um determinado tempo.

Dependendo da seleção do intervalo de tempo, valores médios ou instantâneos de velocidade e aceleração angular podem ser quantificadas. Variáveis cinemáticas angulares podem ser quantificadas para o ângulo relativo formado pelos eixos longitudinais de dois segmentos do corpo articulados, ou para a orientação angular absoluta de um único segmento do corpo em relação a uma linha de referência fixa. Diferentes instrumentos estão disponíveis para medição direta de ângulos em um sujeito humano.

Bons estudos e até a próxima unidade!

ATIVIDADE

- 4) O exercício físico é uma abordagem de promover a saúde e qualidade de vida do indivíduo, mas às vezes o praticante pode se machucar enquanto pratica. Acidentes, más práticas de treinamento ou equipamentos inadequados podem causar estas lesões. Escolha a alternativa correta sobre as lesões musculares mais comuns que acontecem no esporte.
- a) Contusões são causadas por forças compressivas sofridas durante os impactos e os hematomas presentes estão fora do tecido muscular.
 - b) A miosite óssea pode ser desenvolvida após uma séria contusão muscular.
 - c) Após a participação de uma pessoa em um exercício longo ou extenuante a dor muscular de início tardio surge antes de 24 horas.
 - d) A síndrome compartimental diminui a pressão dentro do compartimento.
 - e) Miosite consiste na presença de uma massa calcificada fora do músculo.

INDICAÇÕES DE LEITURA

Nome do livro: Bases biomecânicas do movimento humano

Editora: Manole

Edição: 4^a

Autores: Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen e Timothy R. Derrick

ISBN: 978-8520446706

Comentário: Neste livro você vai conhecer a importância da biomecânica de forma quantitativa e alguns exemplos numéricos significativos que desmistificam a motricidade da biomecânica. Além disso, ele vai dar um suporte teórico e prático sobre alguns temas de forma mais aprofundada como a anatomia funcional, física, cálculo e fisiologia.

INDICAÇÕES DE FILME

Nome do filme: Forrest Gump

Gênero: Drama/Comédia dramática

Ano: 1994

Elenco principal: Tom Hanks, Robin Wright, Gary Sinise, Sally Field e Mykelti Williamson.

Comentário: Este filme é considerado um clássico do cinema americano. Forrest é uma pessoa que participa de grandes eventos sociais e políticos das décadas de 60 e 70, sempre contando com a corrida como uma virtude fundamental. Ele sempre teve um raciocínio lento, mas nunca se sentiu desfavorecido. Com o apoio da sua mãe, ele teve uma vida normal e desde a infância praticou esportes e se tornou um astro do esporte e neste filme você vai ver como ocorre uma preparação de um atleta e como é importante ter profissionais que vão orientar a maneira correta de se preparar.

UNIDADE IV

Bases mecânicas e a cinética do movimento

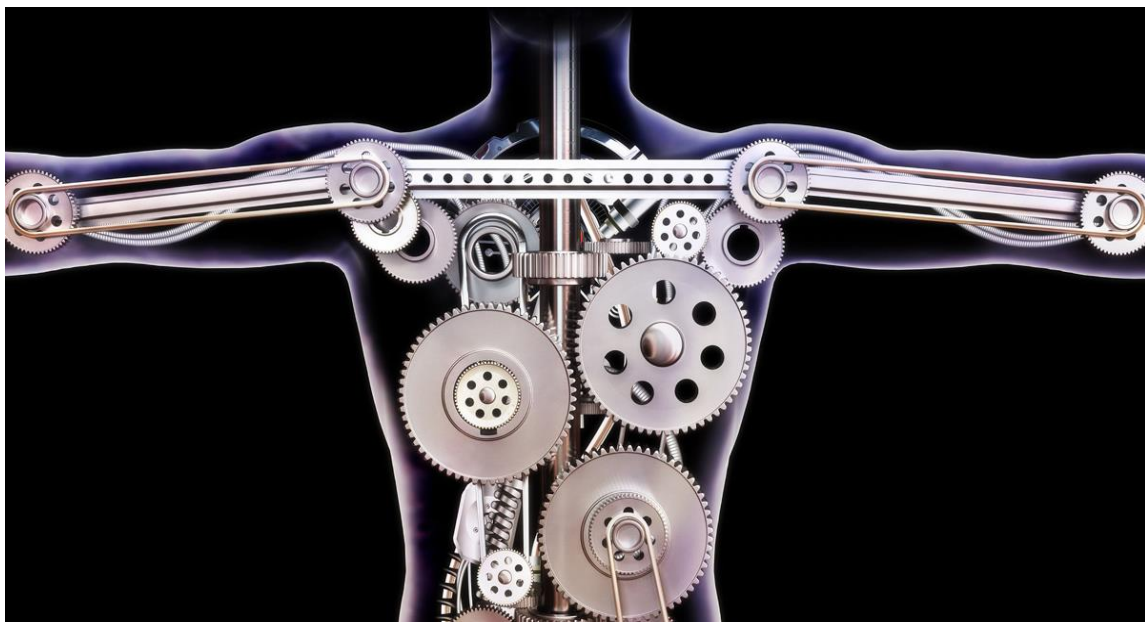
Mateus Dias Antunes

Introdução

O comportamento de qualquer sistema mecânico pode ser analisado/explicado com a mecânica. É uma das mais antigas disciplinas que pode ser explicada com conhecimentos matemáticos. Nesta disciplina, você vai conhecer os conceitos da mecânica básica que é também ramo da física, mas aqui movimento, bem como forças que causam movimento são levados em conta.

Cinética é um termo para o ramo da mecânica clássica que se preocupa com a relação entre o movimento dos corpos e suas causas, ou seja, forças e torques. Então, aqui você tem as duas velocidades, acelerações e as forças que criam o movimento. Além disso, você vai poder conhecer nesta disciplina que a cinética lida com o movimento de um corpo que é causado pela força inercial e massa desse corpo.

Bons estudos!



Fonte: Scott Betts / 123RF.

BASES MECÂNICAS E CINÉTICA LINEAR

Mecânica é o ramo da física que mede o movimento dos objetos e explica as causas desse movimento. Medição do movimento tridimensional de um golfista fornece uma descrição precisa cinemática do balanço do golfe. A representação da orientação dos principais segmentos da perna e a força resultante aplicada pelo pé ao pedal de uma bicicleta de exercício representam a cinética, ou as forças que causam o movimento humano.

O conhecimento da mecânica dos movimentos do exercício permite que os profissionais que estudam o movimento humano a compreendam esses movimentos, desenvolvam exercícios específicos de treinamento e mudem a técnica de movimento para melhorar o desempenho. Além disso, as atividades laboratoriais relacionadas exploram análises qualitativas e quantitativas de variáveis mecânicas importantes na compreensão do movimento humano.

REFLITA

Há considerações esqueléticas, musculares e neurológicas que também precisamos considerar ao descrever a biomecânica.

Caro(a) aluno(a), até agora na nossa disciplina, aprendemos que a cinemática ou as descrições do movimento poderiam ser usadas para fornecer informações para melhorar o movimento humano. Vamos agora resumir as importantes leis da cinética que mostram como as forças superam a inércia e como outras forças criam movimento humano.

Estudar as causas do movimento linear é o ramo da mecânica conhecido como cinética linear. Identificar as causas do movimento pode ser o tipo mais útil de informação mecânica para determinar quais mudanças potenciais poderiam ser usadas para melhorar o movimento humano.

Leis da cinética

A cinética linear fornece maneiras precisas de documentar as causas do movimento linear de todos os objetos. As leis específicas e as variáveis mecânicas que um biomecânico escolherá para analisar as causas do movimento linear muitas vezes dependem da natureza do movimento.

Quando efeitos instantâneos são de interesse, as Leis de Newton são mais relevantes. Ao estudar movimentos em intervalos de tempo é de interesse a relação Impulso-Momento. Outra causa para estudar as causas do movimento concentra-se na distância percorrida no movimento e usa a relação trabalho-energia.

Leis de movimento de *Newton*

Indiscutivelmente, algumas das mais importantes descobertas da mecânica são as três leis do movimento desenvolvidas pelo inglês **Isaac Newton**. Newton é famoso por muitas influentes descobertas científicas, incluindo desenvolvimentos em cálculo, a Lei da Gravitação Universal e as Leis do Movimento.

A importância de suas leis pode ser superenfaticada em nosso contexto, pois essas leis são as chaves para entender como o movimento humano ocorre. A publicação dessas leis em seu livro de 1686 sobre “Princípios Matemáticos da Filosofia Natural” marcou uma das raras ocasiões de avanço científico. Milhares de anos de domínio das visões mecânicas incorretas do filósofo grego Aristóteles foram anuladas para sempre.

FIQUE POR DENTRO

A aceleração de uma partícula é proporcional à força que atua e é inversamente proporcional à sua massa. Leia um artigo que buscou realizar a análise cinemática e cinética da saída do bloco de um velocista adulto no *link* a seguir:
<https://www.researchgate.net/profile/Ricardo_Pablo_Passos2/publication/328192654_ARTIGO_ORIGINAL_ANALISE_CINEMATICA_E_CINETICA_DE_VELOCISTA>

NA_SAIDA_DO_BLOCO_NOS_100_METROS_Kinematic_and_kinetic_analysis_of_sprinter_at_the_exit_of_the_block_in_the_100_meters/links/5bbdecd8299bf1010175b8e9/ARTIGO-ORIGINAL-ANALISE-CINEMATICA-E-CINETICA-DE-VELOCISTA-NA-SAIDA-DO-BLOCO-NOS-100-METROS-Kinematic-and-kinetic-analysis-of-sprinter-at-the-exit-of-the-block-in-the-100-meters.pdf>. Acesso em: 10 jul. 2019.

Primeira Lei de Newton e Primeiras Impressões

A primeira lei de Newton chama-se Lei da Inércia porque descreve uma propriedade-chave da matéria relacionada ao movimento. Newton afirmou que todos os objetos têm a propriedade inerente de resistir a uma mudança em seu estado de movimento.

Sua primeira lei é geralmente declarada assim: objetos tendem a permanecer em repouso ou em movimento uniforme a menos que sejam exercidos por uma força desequilibrada. Um jogador sentado e “aquecendo o banco” tem tanta inércia quanto um colega de equipe de igual massa correndo a uma velocidade constante na quadra.

É de vital importância que os profissionais da cinesiologia reconheçam o efeito da inércia e a primeira lei de Newton sobre a técnica do movimento. A medida linear de inércia é de massa e tem unidades de kg no sistema SI e *slugs* no sistema inglês.

Nesta unidade, você vai ver de forma inicial o fascinante mundo da cinética e demonstrará como nossas primeiras impressões de como as coisas funcionam a partir da observação casual são bem compreendidas e demonstradas usando álgebra simples, com apenas algumas variáveis.

O estudo da biomecânica pode ser difícil, no entanto, porque as leis da mecânica são muitas vezes contraintuitivas para a maioria das pessoas. Isso ocorre porque as observações de todos os erros estão incorretas. Entender a cinética, como a primeira lei de Newton, é simples e difícil: simples, porque existem apenas algumas leis físicas que governam todo o movimento humano, e essas leis podem ser facilmente levadas a suposições incorretas sobre a natureza do mundo e movimento.

O estado natural dos objetos em movimento é desacelerar, certo? Errado! O estado natural do movimento é continuar o que está fazendo! A primeira lei de *Newton* mostra que os objetos tendem a resistir a mudanças no movimento, e que as coisas parecem apenas desacelerar naturalmente porque forças como atrito e resistência do ar ou da água tendem a desacelerar o movimento de um objeto.

A maioria dos objetos ao nosso redor parece em repouso, então não há algo natural em estar aparentemente imóvel? A resposta é sim, se o objeto estiver inicialmente em repouso! O mesmo objeto em movimento linear tem a mesma tendência natural ou inercial para se manter em movimento.

Em resumo, a massa (e, conseqüentemente, sua inércia linear) de um objeto é a mesma, seja ela imóvel ou em movimento. Nós também vivemos em um mundo onde a maioria das pessoas considera a pressão atmosférica como certa. Elas estão cientes de que ventos fortes podem criar forças muito grandes, mas não acreditam que em ar parado pode haver centenas de quilos de força em ambos os lados da janela de uma casa (ou de uma pessoa) devido à pressão da atmosfera ao nosso redor.

A verdadeira natureza da mecânica em nosso mundo muitas vezes se torna mais aparente sob condições extremas. A pressão do mar de ar em que vivemos se torna real quando uma casa explode ou implode de um tornado que passa, ou um sistema meteorológico em movimento rápido traz uma mudança na pressão que faz o joelho lesionado da pessoa doer.

As pessoas interessadas em mergulho precisam estar bem informadas sobre as diferenças de pressão e o tempo dessas mudanças quando mergulham. Portanto, a observação casual pode muitas vezes levar a suposições incorretas sobre as leis da mecânica. Nós igualamos forças com objetos em contato ou uma colisão entre dois objetos. No entanto, vivemos nossas vidas exercitando nossos músculos contra a força consistente da gravidade, uma força que age a uma certa distância, quer estejamos tocando o chão ou não.

Nós também tendemos a equacionar a velocidade (velocidade e direção) de um objeto com a força que o fez. Nesta unidade da disciplina, veremos que as forças que atuam em um objeto não precisam estar agindo na direção do movimento resultante do objeto. É a

peessoa habilidosa que cria forças musculares para combinar precisamente com forças externas para equilibrar uma bicicleta ou lançar a bola na direção correta.

A observação visual casual também tem muitos exemplos de ilusões perceptivas sobre as realidades físicas do nosso mundo. Nosso cérebro trabalha com nossos olhos para nos dar uma imagem mental de objetos físicos no mundo, de modo que a maioria das pessoas rotineiramente confunde essa imagem mental construída com o objeto real.

A cor dos objetos é também uma ilusão baseada nos comprimentos de onda da luz que são refletidos da superfície de um objeto. Então, e quanto ao toque? A solidez dos objetos também é uma ilusão perceptual, porque a grande maioria do volume nos átomos é o espaço "vazio".

As forças que sentimos quando tocamos as coisas são as forças magnéticas dos elétrons nas duas superfícies se repelindo, enquanto a força do material de um objeto que dobramos está relacionada à sua estrutura física e ligação química. Nós também temos uma percepção distorcida do tempo e do presente. Nós confiamos em ondas de luz refletindo em objetos e em direção aos nossos olhos.

Esse atraso de tempo não é um problema, a menos que desejemos observar objetos muito distantes ou de alta velocidade, como na astronomia. Há muitos outros exemplos de nossa modelagem ou construção da natureza da realidade, mas o ponto importante é que há uma longa história de cuidadosas medições científicas que demonstram que certas leis da mecânica representam a verdadeira natureza do objeto e seu movimento.

Essas leis fornecem uma estrutura simples que deve ser usada para entender e modificar o movimento, em vez de percepções errôneas sobre a natureza das coisas. A primeira lei de *Newton* é a base do Princípio da Inércia na aplicação da biomecânica.

Segunda Lei de Newton

A segunda lei de Newton é discutivelmente a lei mais importante do movimento porque mostra como as forças que criam o movimento (cinética) estão ligadas ao movimento (cinemática). A segunda lei é chamada Lei do Momento ou Lei da Aceleração,

dependendo de como a matemática é escrita. A abordagem mais comum é o famoso $\mathbf{F} = m\mathbf{a}$.

Esta é a lei da aceleração, que descreve o movimento (aceleração) para qualquer instante no tempo. A fórmula escrita corretamente é $\Sigma \mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a}$ e afirma que a aceleração que um objeto experimenta é proporcional à força resultante, está na mesma direção e é inversamente proporcional à massa. Quanto maior a força desequilibrada em uma determinada direção, maior a aceleração do objeto nessa direção. Com o aumento da massa, a inércia do objeto diminuirá a aceleração se a força não mudar.

Vejamos um exemplo usando patinadores nas fases de empurrar e deslizar durante a patinação no gelo (Figura 4.1). Se os patinadores tiverem uma massa de 59 kg e as forças horizontais forem conhecidas, podemos calcular a aceleração do patinador. Durante o *push-off*, a força horizontal da rede é de + 200 N porque a resistência do ar é insignificante, portanto, a aceleração horizontal do *skater* é: $\Sigma \mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a}$, $200 = 59\mathbf{a}$, portanto $\mathbf{a} = 3,4 \text{ m/s/s}$. A patinadora tem uma aceleração positiva e tenderia a acelerar 3,4 m/s a cada segundo se conseguisse manter sua força de empurrar tanto quanto a resistência do ar. Na fase de planeio, a força de atrito é agora uma resistência e não uma força propulsora. Durante o planeio, a aceleração do *skater* é de $-0,08 \text{ m/s/s}$ porque: $\Sigma \mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a}$, $-5 = 59\mathbf{a}$, então $\mathbf{a} = -0,08 \text{ m / s / s}$.

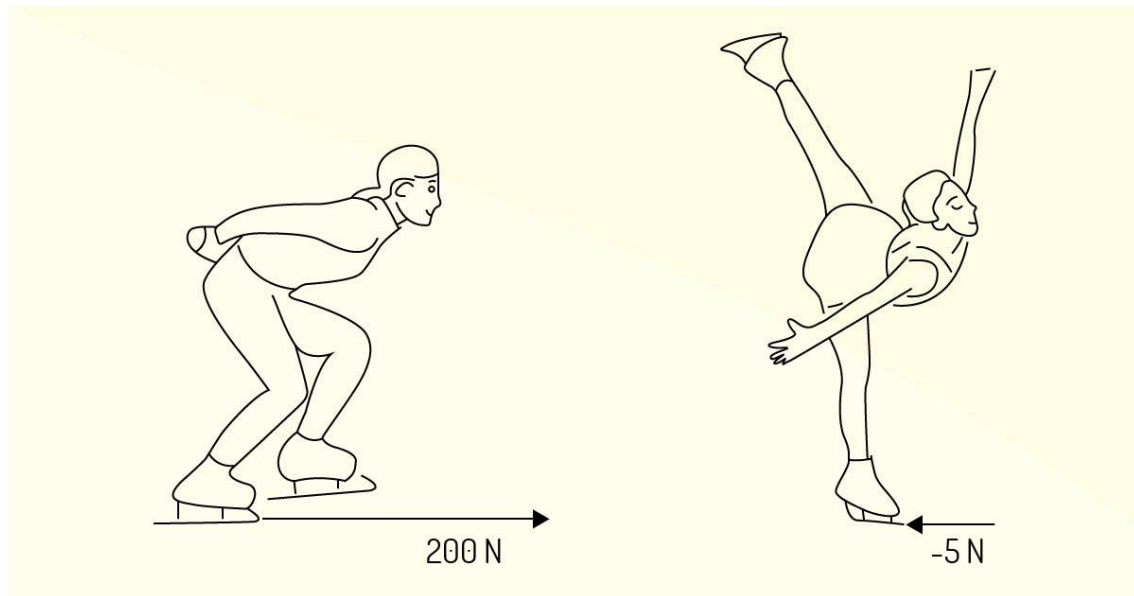


Figura 4.1 - Forças de atrito que atuam em patinadores de gelo durante o impulso e o deslizamento. A Segunda Lei do Movimento de Newton aplicada na direção horizontal determinará a aceleração horizontal do skatista

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

O profissional de cinesiologia pode quebrar qualitativamente os movimentos com a segunda lei de Newton. Grandes mudanças na velocidade ou direção (aceleração) de uma pessoa significa que grandes forças devem ter sido aplicadas. Se uma competição esportiva depende da agilidade de um atleta em uma jogada crucial, o técnico deve selecionar o jogador mais leve e mais rápido.

Um atleta com uma massa pequena é mais fácil de acelerar do que um atleta com uma massa maior, desde que possa criar forças suficientes em relação à massa corporal. Se um jogador menor estiver sendo dominado por um adversário maior, o técnico pode substituir um jogador maior e mais massivo para defender-se contra esse oponente.

Observe que o aumento da força ou a diminuição da massa são importantes na criação de aceleração e movimento. A segunda lei de Newton desempenha um papel crítico na biomecânica quantitativa. Os biomecânicos que querem estudar as forças da rede que

criam o movimento humano tomam medidas de aceleração e de massa do segmento do corpo e aplicam $\mathbf{F} = \mathbf{ma}$.

Esse retrocesso da cinemática para a cinética resultante é chamado de dinâmica inversa. Outros cientistas constroem modelos computacionais complexos de sistemas biomecânicos e usam dinâmicas diretas, essencialmente calculando o movimento a partir das configurações de corpo e cinética “*what-if*” que eles inserem.

Terceira Lei de Newton

A terceira lei do movimento de Newton chama-se Lei da Reação, porque é mais frequentemente traduzida como: para cada ação há uma reação igual e oposta. Para cada força exercida, existe uma força igual e oposta sendo exercida. Se um paciente exerce uma força lateral de **+150 N** em um cordão elástico, tem que haver uma força de reação de **-150-N** do cordão na mão do paciente.

O principal *insight* que as pessoas geralmente sentem falta é que uma força é realmente uma interação mútua entre dois corpos. Pode parecer estranho que, se você empurrar horizontalmente contra uma parede, a parede esteja empurrando-a simultaneamente em sua direção, mas é. Isso não quer dizer que uma força em um diagrama de corpo livre deva ser representada por dois vetores, mas uma pessoa deve entender que o efeito de uma força não está apenas em um objeto.

Uma implicação importante da lei da reação é como as forças de reação podem mudar a direção do movimento oposto à nossa força aplicada quando exercemos nossa força em objetos com maior força ou inércia.

Durante o impulso de correr, o atleta pressiona para baixo e para trás com o pé, o que cria uma força de reação do solo para impulsionar o corpo para cima e para frente. A massa extrema da terra supera facilmente a nossa inércia, e a força de reação do solo acelera o nosso corpo na direção oposta da força aplicada ao solo.

Outro exemplo seria ações musculares excêntricas em que usamos nossos músculos como freios, empurrando na direção oposta a outra força. Lembre-se de que quando nós

empurramos ou puxamos, esta força é exercida em algum outro objeto e o objeto empurra ou puxa de volta em nós também!

Existem vários tipos de dispositivos de medição de força usados na biomecânica para estudar como elas modificam o movimento. Dois dispositivos importantes são a plataforma de força (ou placas de força) e as matrizes de sensores de pressão.

Uma plataforma de força (Figura 4.2) é uma plataforma rígida que mede as forças e torques em todas as três dimensões aplicadas à superfície da plataforma. As placas de força são frequentemente montadas em um piso para medir as forças de reação do solo que são iguais e opostas às forças que as pessoas fazem contra o solo.



Figura 4.2 - Plataforma de força

Fonte: AMTI Force and Motion / Wikimedia Commons.

Desde a década de 1980, a miniaturização de sensores permitiu o rápido desenvolvimento de matrizes de sensores de pequena força que permitem medir a distribuição de forças (e pressão, porque a área do sensor é conhecida) em um corpo.

Várias palmilhas de sapatos comerciais com esses sensores estão disponíveis para estudar a distribuição de pressão sob o pé de uma pessoa. Existem muitos outros dispositivos de

medição de força (por exemplo, dinamômetro isocinético) que ajudam os estudiosos da biomecânica a estudar a cinética do movimento.

Princípio da inércia

A primeira lei do movimento de Newton, ou Lei da Inércia, descreve a resistência de todos os objetos a uma mudança em seu estado de movimento linear. Em movimento linear, a medida de inércia é a massa de um objeto. A aplicação da primeira lei de Newton em biomecânica é denominada Princípio da Inércia. Esta parte da disciplina vamos ver como os professores, treinadores e terapeutas ajustam a inércia do movimento para acomodar a tarefa. Nosso foco estará na inércia linear (massa) do movimento. O primeiro exemplo de aplicação do princípio da inércia é reduzir a massa a fim de aumentar a capacidade de acelerar rapidamente.

Exemplos óbvios deste princípio em pista são os sapatos/sapatilhas usados na competição *versus* os calçados mais pesados usados no treinamento. Os calçados mais pesados usados no treinamento fornecem proteção para o pé e uma pequena sobrecarga inercial. Quando o dia da corrida chega, a menor massa dos sapatos faz com que os pés do atleta pareçam leves e rápidos. Essa pequena alteração na massa, devido à sua posição, faz uma diferença muito maior na resistência à rotação (inércia angular).

O aquecimento para muitos esportes envolve um aumento gradual na intensidade dos movimentos, geralmente com maior inércia. No beisebol ou no golfe, as oscilações de aquecimento são muitas vezes feitas com pesos extras, que, quando tiradas, fazem com que o “palito” seja muito leve e rápido.

Em movimentos onde a estabilidade é desejada em detrimento da mobilidade, o Princípio da Inércia sugere que a massa deve ser aumentada. Jogadores de linha no futebol e centros de basquete têm tarefas que se beneficiam mais do aumento da massa muscular para aumentar a inércia, do que de diminuir a inércia para beneficiar a rapidez.

Adicionar massa a um taco de golfe ou raquete de *tênis* resultará em tiros mais rápidos e mais longos se o implemento puder ser balançado com a mesma velocidade no impacto.

Se uma máquina de exercício tende a deslizar na sala de musculação, uma solução de curto prazo pode ser armazenar alguns pesos extras na base ou nas pernas da máquina.

Se esses novos pesos não forem um risco de segurança (em termos de altura ou potencial para pessoas em movimento), o aumento da inércia da estação provavelmente tornaria a máquina mais segura.

Outra vantagem do aumento da inércia é que a massa adicionada pode ser usada para modificar o movimento de outro segmento do corpo. As movimentações nas pernas preparatórias e as mudanças de peso em muitas atividades esportivas têm vários benefícios para o desempenho, uma delas colocando mais massa corporal em movimento em direção a um alvo em particular.

O movimento para frente de uma boa porcentagem da massa corporal pode ser transferido para os segmentos menores do corpo imediatamente antes do impacto ou da liberação. Estaremos olhando para esta transferência de energia mais adiante neste capítulo quando consideramos o Princípio da Interação Segmental.

Os movimentos defensivos dos praticantes de artes marciais são geralmente projetados para aproveitar a inércia de um invasor. Um adversário golpeando da esquerda tem inércia que pode ser dirigida por um bloco para atirar para a direita. Uma área onde as modificações na inércia são muito importantes é a força e o condicionamento.

Selecionar massas e pesos para treinamento e reabilitação é uma questão complicada. Biomecanicamente, é muito importante porque a inércia de um objeto externo tem uma grande influência na quantidade de força muscular e como essas forças podem ser aplicadas (ZATSIORSKY; KRAEMER, 2006). Os arremessadores de beisebol geralmente treinam jogando mais pesado ou mais leve que os de beisebol regulamentados.

Pense na quantidade de força que pode ser aplicada em um exercício de supino *versus* um passe de peito de basquete. A baixíssima inércia do basquete permite que ele acelere rapidamente, de modo que a força máxima que pode ser aplicada ao basquete é muito menor do que a que pode ser aplicada a um halter. A carga, o movimento e a velocidade de movimento mais apropriados no condicionamento de um determinado movimento humano são muitas vezes difíceis de definir. O princípio da especificidade diz que o

movimento, a velocidade e a carga devem ser semelhantes à atividade real; portanto, a sobrecarga deve vir apenas de mudanças moderadas nessas variáveis, de modo a não afetar adversamente a habilidade. A pesquisa biomecânica sobre a produção de energia em movimentos multissegmentados sugere que as cargas de treinamento devem ser maiores do que os 30 a 40% de 1RM vistos em músculos individuais e grupos musculares.

ATIVIDADE

- 1) Ao estudar a cinética linear, ela é capaz de fornecer modo preciso de documentar as causas do movimento linear de todos os objetos. As leis específicas e as variáveis mecânicas utilizadas para analisar as causas do movimento linear muitas vezes dependem da natureza do movimento e são baseadas nas Leis de Newton. Escolha a alternativa correta sobre as Leis de Newton.
 - a) Primeira lei de Newton chama-se Lei da Reação.
 - b) A segunda lei é chamada Lei do Momento ou Lei da Aceleração.
 - c) A terceira lei de Newton é a Lei da Refração.
 - d) A terceira lei de Newton chama-se Lei da Inércia.
 - e) A segunda Lei de Newton é a Lei da Inércia.

CINÉTICA ANGULAR

A cinética angular explica as causas do movimento rotativo e emprega muitas variáveis semelhantes às discutidas no capítulo anterior sobre cinética linear. De fato, as leis de Newton têm análogos angulares que explicam como os torques criam a rotação. O torque líquido atuando sobre um objeto cria uma aceleração angular inversamente proporcional à inércia angular chamada de momento de inércia.

A cinética angular é bastante útil porque explica as causas das rotações articulares e fornece uma maneira quantitativa de determinar o centro de gravidade do corpo

humano. A aplicação da cinética angular é ilustrada com os princípios de Inércia e Equilíbrio.

Torque

O efeito de rotação de uma força é chamado de torque ou momento de força. Lembre-se de que um momento de força ou torque é uma grandeza vetorial, e a convenção bidimensional usual é que as rotações no sentido anti-horário são positivas.

O torque é calculado como o produto da força (**F**) e o **momento do braço**. O braço ou alavanca de momento é o deslocamento perpendicular (**d_L**) da linha de ação da força e do eixo de rotação (Figura 4.3). O bíceps femoral retratado nesta imagem exemplificada tem braços de momento que criam torques de extensão de quadril e flexão de joelho.

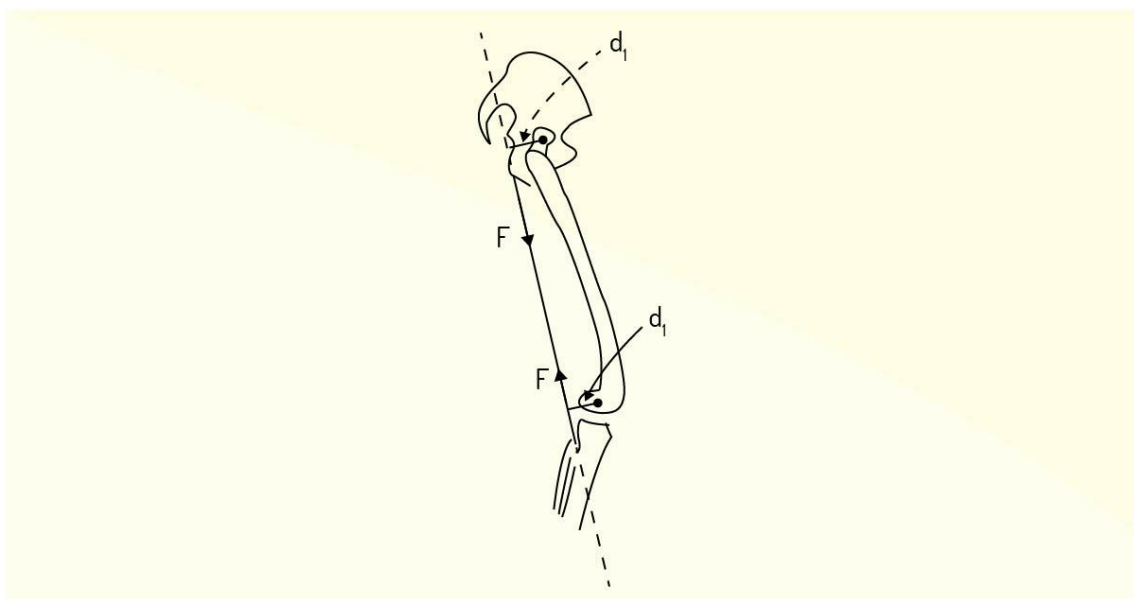


Figura 4.3 - Os braços do momento (d_L) para o músculo bíceps femoral. Um braço de momento é a distância do ângulo direito entre a linha de ação da força e o eixo de rotação

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

Um ponto importante é que o braço do momento é sempre o menor deslocamento entre a linha de força de ação e o eixo de rotação. Este texto usará o termo torque como sinônimo de momento de força, mesmo que há um significado mais específico de mecânica de materiais para o torque.

Em termos algébricos, a fórmula para o torque é $T = F \cdot d \perp$, de modo que as unidades típicas de torque são $N \cdot m$ e $lb \cdot ft$. Assim como a cinemática angular, a convenção usual chama os torques no sentido anti-horário de positivos, e os no sentido horário de negativos. Note que o tamanho da força e o momento são igualmente importantes para determinar o tamanho do torque criado. Isso tem implicações importantes para maximizar o desempenho em muitas atividades.

Uma pessoa que queira criar mais torque pode aumentar a força aplicada ou aumentar seu braço de momento efetivo. Aumentar o braço do momento é mais fácil e rápido do que meses de condicionamento!

Um exemplo é quando um terapeuta pode fornecer resistência com um dinamômetro manual para testar manualmente a força isométrica dos extensores de cotovelo. Ao posicionar seu braço mais distal, o terapeuta aumenta o braço do momento e diminui a força que deve criar para equilibrar o torque criado pelo paciente e a gravidade (T_p).

Os torques isométricos máximos típicos de vários grupos musculares devem dar uma boa ideia de alguns valores máximos de “ballpark” para muitas articulações importantes. Os picos de torque da dinâmica inversa nos movimentos esportivos podem ser maiores do que os observados nos testes isocinéticos devido à atividade antagonista nos testes isocinéticos, interação do segmento em movimentos dinâmicos, ciclo de alongamento e ações musculares excêntricas.

A maioria das normas isocinéticas é normalizada ao peso corporal (por exemplo, $lb \cdot ft / lb$) e categorizada por gênero e idade. Lembre-se de que a forma dos gráficos de ângulo de torque do teste isocinético reflete a integração de muitas variáveis mecânicas do músculo. O ângulo das articulações afeta o torque que o grupo muscular é capaz de

produzir devido às variações no momento do braço, no ângulo de tração muscular e na relação força-comprimento do músculo.

Existem várias formas de diagramas de ângulo de torque, mas na maioria das vezes parecem um "U" invertido devido ao efeito combinado das mudanças no braço do momento muscular e na relação força-comprimento. O torque é uma boa variável para expressar a força muscular, porque não depende do ponto de aplicação da força no membro.

O torque de uma máquina isocinética (**T**) será o mesmo para qualquer um dos dois locais de resistência se o esforço do sujeito for o mesmo. Deslizar o *pad* em direção ao joelho do participante diminuirá o braço do momento para a força aplicada pelo sujeito, aumentando a força na perna (**F2**) naquele ponto para criar o mesmo torque. Usando torque em vez de força criada pelo sujeito permite uma comparação mais fácil de medições entre dinamômetros diferentes.

Torques de resumo

O estado da rotação de um objeto depende do equilíbrio dos torques criados pelas forças que atuam no objeto. Lembre-se de que a soma ou adição de torques que atuam sobre um objeto deve levar em conta a natureza vetorial dos torques.

Todos os músculos de um grupo muscular somam-se para criar um torque articular em uma determinada direção. Esses torques do grupo muscular também devem ser somados a torques de músculos antagonistas, ligamentos e forças externas para determinar o torque líquido em uma articulação.

A Figura 4.4 ilustra as forças do deltoide anterior e da cabeça longa do bíceps ao flexionar o ombro no plano sagital. Se os torques do sentido anti-horário forem positivos, os torques criados por esses músculos seriam positivos. O torque líquido desses dois músculos é a soma de seus torques individuais, ou **6,3 N • m** ($60 \times 0,06 + 90 \times 0,03 = 6,3$ **N m**).

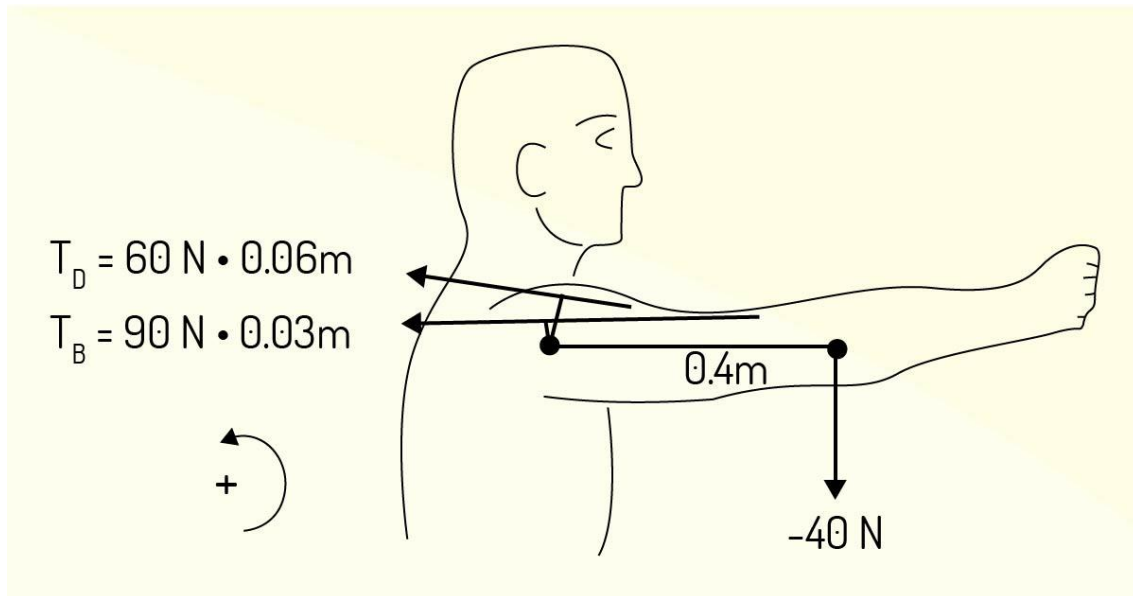


Figura 4.4 - Os torques de flexão do ombro do deltoide anterior e cabeça longa do bíceps podem ser somados para obter o torque de flexão resultante agindo para se opor ao torque gravitacional do peso do braço

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

Se o peso do braço dessa pessoa multiplicado por seu braço de momento criou um torque gravitacional de $-16 \text{ N} \cdot \text{m}$, qual é o torque líquido atuando no ombro? Assumindo que não há outros flexores ou extensores de ombro ativos para fazer forças, podemos somar o torque gravitacional ($-16 \text{ N} \cdot \text{m}$) e o torque muscular líquido ($6,3 \text{ N} \cdot \text{m}$) para encontrar o torque resultante de $-9,7 \text{ N} \cdot \text{m}$. Isso significa que há um efeito de virada resultante atuando no ombro que é um torque de extensão, onde os flexores de ombro estão agindo excêntricamente para abaixar o braço. Os binários podem ser somados em qualquer eixo, mas certifique-se de multiplicar a força pelo braço do momento e depois atribuir o sinal correto para representar a direção de rotação antes de serem somados.

Os torques das articulações de pico durante movimentos vigorosos calculados a partir da dinâmica inversa são frequentemente maiores que os medidos em dinamômetros isocinéticos. Existem várias razões para esse fenômeno, incluindo transferência de energia dos músculos biarticulares, diferenças na ação muscular e coativação. A

coativação dos músculos antagonistas é um bom exemplo da soma dos torques opostos. Pesquisas utilizando eletromiografia tem mostrado que os torques isocinéticos da articulação subestimam o torque muscular agonista devido à coativação dos músculos antagonistas.

Inércia angular (momento da inércia)

Um momento de força ou torque é o efeito mecânico que cria a rotação, mas qual é a resistência ao movimento angular? Na cinética linear, aprendemos que a massa era a medida mecânica da inércia. Na cinética angular, a inércia é medida pelo momento de inércia, um termo bastante fácil de lembrar, porque usa os termos inércia e momento a partir do momento da força.

Como a massa (inércia linear), o momento de inércia é a resistência à aceleração angular. Enquanto a massa de um objeto é constante, o objeto tem um número infinito de momentos de inércia! Isso ocorre porque o objeto pode ser girado em torno de um número infinito de eixos. Veremos que girar o corpo humano é ainda mais interessante porque os eixos permitem que a configuração do corpo mude junto com os eixos de rotação.

O símbolo para o momento de inércia é **I**. Subscritos são frequentemente usados para denotar o eixo de rotação associado a um momento de inércia. O menor momento de inércia de um objeto em um determinado plano de movimento é o seu centro de gravidade (**I₀**). Estudos biomecânicos também usam momentos de inércia sobre as extremidades proximais (**I_p**) e distais (**I_d**) dos segmentos corporais. A fórmula para um momento de inércia de corpo rígido em torno de um eixo (**A**) é $I_a = \sum m r^2$. Para determinar o momento de inércia de um esqui no plano transversal em torno de um eixo anatomicamente longitudinal, o esqui é cortado em oito pequenas massas (**m**) de distâncias conhecidas radiais (**r**) do eixo.

A soma do produto dessas massas e do raio ao quadrado é o momento de inércia do esqui sobre esse eixo. Observe que as unidades **SI** do momento de inércia são **kg • m²**. A fórmula para o momento de inércia mostra que a resistência de um objeto a rotação depende mais da distribuição de massa (**r²**) do que massa (**m**).

Esse grande aumento no momento de inércia das mudanças na localização da massa em relação ao eixo de rotação (porque r é quadrado) é muito importante no movimento humano. Modificações no momento de inércia dos segmentos corporais podem ajudar ou dificultar o movimento, e o momento de inércia dos implementos ou ferramentas pode afetar drasticamente sua eficácia.

A maioria das pessoas passa pela adolescência com alguma falta de jeito a curto prazo. Grande parte desse fenômeno está relacionado a problemas de controle motor de grandes mudanças no momento de inércia do membro.

Imagine os problemas de equilíbrio e controle motor de uma grande mudança no momento de inércia da perna se um jovem aumentar dois tamanhos de sapato e 4 polegadas em um período de 3 meses. Quanto maior é o momento de inércia da perna deste adolescente sobre o quadril no plano sagital se esse crescimento (dimensão e massa) foi cerca de 8%? O aumento no momento de inércia da perna seria de 8% ou mais? Por quê? Quando queremos girar nossos corpos, podemos habilmente manipular o momento de inércia alterando a configuração de nossos segmentos de corpo em relação ao eixo de rotação.

Dobrar as articulações das extremidades superior e inferior traz massas segmentares próximas a um eixo de rotação, diminuindo drasticamente o momento de inércia do membro. Esta flexão permite uma aceleração angular e movimento mais fáceis. Por exemplo, quanto mais rápido uma pessoa corre, maior a flexão do joelho no membro do swing, o que torna a perna mais fácil de rodar e ficar em posição para outro golpe de pé.

Mergulho e indivíduos habilidosos que realizam movimentos ginásticos dependem da diminuição do momento de inércia do corpo humano para permitir mais rotações ou do aumento do comprimento do corpo para diminuir a velocidade de rotação. A Figura 4.5 mostra as diferenças dramáticas no momento de inércia de um corpo humano no plano sagital para diferentes configurações de segmentos do corpo em relação ao eixo de rotação.

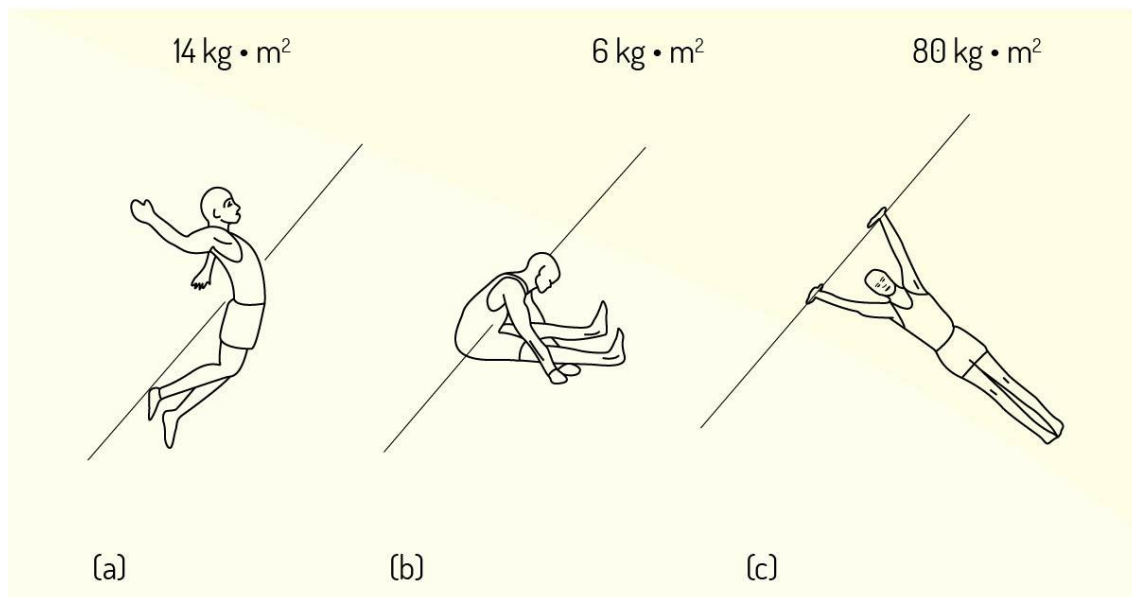


Figura 4.5 - O movimento dos segmentos do corpo em relação ao eixo de rotação faz grandes variações no momento de inércia do corpo. Momentos típicos do plano sagital de inércia e eixos de rotação para um atleta típico são ilustrados para as posições do corpo do salto em distância (a, b) e da barra alta ©

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

Variações no momento de inércia de objetos ou ferramentas externas também são muito importantes para o desempenho. O momento de inércia de muitos implementos esportivos (tacos de golfe e raquetes de tênis) é comumente chamado de “peso de giro”. Um implemento mais longo pode ter um peso de giro semelhante a um implemento mais curto mantendo a massa proximal e garantindo que o comprimento adicionado tenha massa baixa.

É importante perceber que a natureza tridimensional do equipamento esportivo significa que há momentos de inércia sobre os três eixos principais ou dimensionais do equipamento. Os jogadores de tênis geralmente adicionam fita de chumbo às raquetes para aumentar a velocidade de tiro e a estabilidade da raquete.

A fita é frequentemente adicionada ao perímetro da estrutura para estabilidade (aumentando o momento polar de inércia) contra impactos descentrados nas direções

laterais. O peso no topo da estrutura não afetaria essa estabilidade lateral, mas aumentaria os momentos de inércia para balançar a raquete para frente e para cima.

Agora você pode ver que o princípio da inércia pode ser estendido ao movimento angular de sistemas biomecânicos. Esta aplicação dos conceitos relacionados ao momento de inércia é um pouco mais complexa que a massa na cinética linear. Por exemplo, uma pessoa vestindo raquetes de neve experimentará um aumento dramático (maior do que a pequena massa dos sapatos implica) no momento de inércia da perna em torno do quadril no plano sagital devido ao longo raio dessa massa extra.

Um tenista adicionando fita de chumbo à cabeça de sua raquete modificará mais rapidamente a inércia angular da raquete do que sua inércia linear. A inércia angular está mais fortemente relacionada à distribuição de massa, portanto, uma estratégia eficaz para diminuir essa inércia é aproximar as massas do segmento do eixo de rotação. Treinadores podem fazer com que os jogadores “compactem” suas extremidades ou corpo para facilitar a rotação.

Equilíbrio

Um conceito importante que surge da primeira e segunda leis de Newton é o equilíbrio. O equilíbrio mecânico ocorre quando as forças e os torques que atuam sobre um objeto somam zero. A segunda lei de Newton explica as condições lineares e angulares do equilíbrio estático ($\Sigma \mathbf{F} = \mathbf{0}$, $\Sigma \mathbf{T} = \mathbf{0}$), onde um objeto está imóvel ou se movimentando a uma velocidade constante. Equilíbrio dinâmico é usado para se referir à cinética de corpos acelerados usando a segunda lei de Newton ($\Sigma \mathbf{F} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{a}$, $\Sigma \mathbf{T} = \mathbf{I} \cdot \alpha$).

Em certo sentido, o equilíbrio dinâmico se encaixa na definição de equilíbrio se você reorganizar as equações (**ou seja**, $\Sigma \mathbf{F} - \mathbf{m} \cdot \mathbf{a} = \mathbf{0}$). O termo $\mathbf{m} \cdot \mathbf{a}$ na equação anterior é frequentemente chamado de força inercial. Essa força inercial não é uma força real e pode causar confusão no entendimento da cinética do movimento.

Esta parte da disciplina sobre o equilíbrio incidirá sobre exemplos de equilíbrio estático, devido à sua simplicidade e porque a soma de forças e torques é idêntica ao

equilíbrio dinâmico. Estudos biomecânicos frequentemente usam análises estáticas ou quase estáticas (e, portanto, empregam equações de equilíbrio estático e evitam dificuldades em calcular acelerações precisas) para estudar movimentos lentos com pequenas acelerações.

Os padrões de elevação ocupacional estabelecidos pelo Instituto Nacional de Segurança e Saúde Ocupacional foram baseados em grande parte em modelos biomecânicos estáticos e análises de levantamento. Equilíbrio estático também será usado na seção seguinte para calcular o centro de gravidade do corpo humano.

Equilíbrio e cinética angular são as ferramentas mecânicas mais utilizadas no estudo do equilíbrio. Veremos, a seguir, que o centro de gravidade do corpo humano pode ser calculado pela soma de momentos em uma forma de equilíbrio estático, e esses dados são úteis para examinar o estado de mobilidade e estabilidade do corpo. Este controle de estabilidade e capacidade de movimento é comumente chamado de equilíbrio.

Princípios do equilíbrio

Vimos que a cinética angular fornece ferramentas matemáticas para entender a rotação, o centro de gravidade e o equilíbrio rotacional. O conceito de movimento de equilíbrio está intimamente relacionado a essas variáveis cinéticas angulares.

Equilíbrio é a capacidade de uma pessoa controlar sua posição corporal em relação a alguma base de apoio (Figura 4.6). Esta capacidade é necessária tanto em condições de equilíbrio estático (por exemplo, parada de mão em uma trave de equilíbrio) quanto durante o movimento dinâmico (por exemplo, mudando o centro de gravidade do pé traseiro para o pé dianteiro).



Figura 4.6 - O equilíbrio é expresso em condições estáticas (início de pista) e dinâmicas (jogador de basquete que derrubar um oponente)

Fonte: Goran Bogicevic / 123RF; Mark Bowden / 123RF.

O equilíbrio pode ser aprimorado melhorando o posicionamento ou a postura do segmento do corpo. Esses ajustes devem ser baseados em princípios mecânicos. Há também muitos órgãos sensoriais e processos cognitivos envolvidos no controle do movimento (equilíbrio), mas esta seção enfoca os fatores mecânicos ou técnicos que afetam o equilíbrio e delineia a aplicação do Princípio do Equilíbrio.

Antes de aplicarmos este princípio a vários movimentos humanos, é importante examinar o paradoxo mecânico da estabilidade e mobilidade. Acontece que a postura ideal depende da combinação certa de estabilidade e mobilidade para o movimento de interesse. Isto nem sempre é uma tarefa fácil, porque a estabilidade e mobilidade estão inversamente relacionadas.

Posturas altamente estáveis permitem que uma pessoa resista a mudanças de posição, enquanto o início do movimento (mobilidade) é facilitado pela adoção de uma postura menos estável. O motor especializado aprende a controlar a posição de seu corpo para a combinação certa de estabilidade e mobilidade para uma tarefa.

Os fatores biomecânicos que podem ser alterados para modificar a estabilidade/mobilidade são a base de suporte e a posição e movimento do centro de gravidade em relação à base de suporte. A base de suporte é a área bidimensional formada pelos segmentos ou áreas de suporte do corpo.

Uma grande base de suporte proporciona maior estabilidade, pois há uma área maior sobre a qual mantém o peso corporal. Grande parte da dificuldade em muitas habilidades de equilíbrio de ginástica (por exemplo, parada de mão ou balança) vem da pequena base de apoio sobre a qual centra-se o peso corporal.

A postura do corpo na postura ou durante o movimento determina a posição do centro de gravidade em relação à base de apoio. Como a gravidade é a principal força externa contra a qual o nosso corpo se move, as posições horizontal e vertical do centro de gravidade em relação à base de sustentação são cruciais para determinar a estabilidade/mobilidade dessa postura.

A distância horizontal da borda da base de sustentação até o centro de gravidade (linha de ação da gravidade) determina a que distância o peso deve ser deslocado para desestabilizar uma pessoa. Se a linha de gravidade cai fora da base de apoio, o torque gravitacional tende a inclinar o corpo sobre a borda da base de suporte.

A distância vertical ou altura do centro de gravidade afeta a estabilidade geométrica do corpo. Quando a posição do centro de gravidade é maior, é mais fácil mover-se além da base de sustentação do que em posturas com um centro de gravidade mais baixo.

Posicionar a linha de gravidade fora da base de apoio pode facilitar a rotação do corpo pela força da gravidade. Estudos biomecânicos de equilíbrio documentam frequentemente o movimento das duas forças importantes de interesse, o peso corporal e a força de reação sob a base de sustentação.

Medições de vídeo usando o método segmentar medem o movimento do centro de gravidade sobre a base de suporte. As plataformas de força permitem a medição do centro inadequado de pressão, a localização da força de reação resultante em relação à base de suporte. Em posição silenciosa, o centro de gravidade balança ao redor do centro

da base de apoio, enquanto o centro de pressão se move ainda mais rápido para empurrar a força de peso de volta para o centro da base de apoio.

O movimento total e as velocidades dessas duas variáveis são medidas potentes do equilíbrio de uma pessoa. Lembre-se de que a inércia (massa e momento de inércia) e outras forças externas, como o atrito entre a base e a superfície de apoio, afetam o equilíbrio de um objeto.

Há também fatores biomecânicos (mecânica muscular, braços de momento muscular, ângulos de tração etc.) que afetam as forças e os torques que uma pessoa pode criar para resistir a forças que tenderiam a perturbar seu equilíbrio.

A base geral das orientações da técnica de suporte e postura corporal em muitos esportes e exercícios deve ser baseada na integração das bases biológicas e mecânicas do movimento. Por exemplo, muitos esportes usam a dica “largura dos ombros” para a largura das posturas porque essa base de apoio é um bom compromisso entre estabilidade e mobilidade.

Bases mais amplas de apoio aumentariam a estabilidade potencial, mas colocariam os membros em uma posição ruim para criar torques e gastar energia, criando forças de atrito opostas para manter a base de sustentação. O princípio do equilíbrio baseia-se no compromisso mecânico entre estabilidade e mobilidade.

A técnica de suporte do princípio do equilíbrio pode ser visualizada como um contínuo entre alta estabilidade e alta mobilidade. A técnica mais apropriada para controlar seu corpo depende de onde o objetivo do movimento recai sobre o contínuo estabilidade-mobilidade.

Treinadores, terapeutas e professores podem facilmente melhorar a facilidade de manter a estabilidade ou iniciar o movimento (mobilidade) em muitos movimentos, modificando a base de apoio e as posições dos segmentos do corpo.

É importante notar que uma boa postura mecânica nem sempre é necessária para um bom equilíbrio. Altos níveis de habilidade e propriedades musculares permitem que algumas pessoas tenham excelente equilíbrio em situações adversas. Um patinador

deslizando sobre um *skate* e um jogador de basquete que se defende de defensores e ainda faz um *layup* são exemplos de bom equilíbrio em condições menos que ideais.

Imagine que um fisioterapeuta esteja ajudando um paciente a se recuperar da cirurgia de substituição da articulação do quadril. O paciente recuperou força suficiente para ficar em pé por curtos períodos de tempo, mas deve superar algum desconforto e instabilidade ao fazer a transição para caminhar. O paciente pode caminhar com segurança entre barras paralelas na clínica, então o terapeuta faz o paciente usar uma bengala. Isso efetivamente aumenta a base de apoio, porque o terapeuta acredita que aumentar a estabilidade (e a segurança) é mais importante. Se combinarmos a cinética angular com o Princípio do Equilíbrio, é possível determinar em qual lado do corpo a cana deve ser mantida. Se a bengala fosse mantida no mesmo lado (afetado), a base de apoio seria maior, mas haveria pouca redução na dor do implante de quadril porque o torque gravitacional da parte superior do corpo sobre o quadril de apoio não seria reduzido. Se o paciente segurasse a bengala na mão do lado oposto (não afetado), a base de apoio também seria maior, e o braço agora poderia suportar o peso da parte superior do corpo, o que reduziria a necessidade de atividade abdução do quadril recuperando-o.

Exemplos clássicos de posturas que maximizam a mobilidade são as posições iniciais durante uma corrida (pista ou natação) onde a direção do movimento é conhecida. O atleta de pista na Figura 4.7 alongou sua postura na direção de seu início e, na posição “*set*”, move seu centro de gravidade para perto da borda de sua base de apoio. Os blocos não são estendidos muito para trás porque isso interage com a capacidade do atleta de mover o peso para a frente e gerar forças contra o solo.



Figura 4.7 - A posição inicial de um velocista nos blocos muda a linha de gravidade em direção à frente da postura e a direção pretendida do movimento (essa postura favorece a mobilidade frente à estabilidade)

Fonte: Ammentorp / 123RF.

Em muitos esportes, os atletas devem assumir papéis defensivos que exigem movimentos rápidos em várias direções. Princípio do equilíbrio sugere que as posturas que promovem a mobilidade sobre a estabilidade têm bases de apoio menores, com o centro de gravidade do corpo não muito próximo da base de sustentação. Quando os atletas têm que estar prontos para se mover em todas as direções, a maioria dos treinadores recomenda uma postura levemente escalonada (um pé ligeiramente para frente) com os pés afastados na largura dos ombros.

Há exceções de movimento para a aplicação estrita do princípio do equilíbrio por causa dos altos níveis de habilidade ou da interação de outros fatores biomecânicos. Em habilidades bem aprendidas, como caminhar, o equilíbrio é facilmente mantido sem atenção consciente sobre uma base muito estreita de apoio.

REFLITA

O desempenho do movimento humano pode ser melhorado de muitas maneiras, já que o movimento efetivo abrange fatores anatômicos, habilidades neuromusculares, capacidades fisiológicas e habilidades psicológicas/cognitivas. A biomecânica é essencialmente a ciência da técnica do movimento e, como tal, tende a ser mais utilizada em esportes onde a técnica é um fator dominante, em vez de estrutura física ou capacidades fisiológicas. Reflita!

As ginastas podem manter o equilíbrio em bases muito pequenas de apoio, como resultado de habilidade e treinamento consideráveis. Um mergulhador de plataforma fazendo uma parada de mãos antes de um mergulho mantém sua base de apoio menor do que uma largura de ombro porque a estabilidade extra de um lado a outro não é necessária e a maior atividade muscular no ombro que seria necessária se os braços não estivessem diretamente abaixo do corpo.

Outro exemplo pode ser o arremesso no basquete. Muitos treinadores encorajam os atiradores a “esquadrinhar” ou encaram a cesta com o corpo ao atirar. Ironicamente, a postura que a maioria dos jogadores de basquete adota espontaneamente é desconcertada, com o pé do lado do tiro ligeiramente para frente.

Esta base de apoio adicional na direção para frente e para trás permite que o jogador faça a transição do movimento pré-disparado para o movimento principalmente vertical do salto. Também foi levantada a hipótese de que este escalonamento na postura e no tronco (não em quadratura) ajuda o jogador a manter o braço de tiro alinhado com os olhos e a cesta, facilitando a precisão de lado a lado.

O equilíbrio é um componente-chave da maioria das habilidades motoras. Embora existam muitos fatores que afetam a capacidade de controlar a mobilidade e estabilidade do corpo, a biomecânica se concentra na base de apoio e posição do centro de gravidade. Mecanicamente, a estabilidade e mobilidade estão inversamente relacionadas.

Os técnicos podem aplicar o princípio de equilíbrio para selecionar a base de apoio e as posturas que fornecerão a combinação certa de estabilidade/mobilidade para um movimento específico. A cinética angular é a ferramenta quantitativa ideal para calcular o centro de gravidade e para examinar os torques criados pela gravidade que o sistema neuromuscular deve equilibrar.

Caro(a) aluno(a), chegamos no final deste tópico e podemos notar que a variável mecânica chave na compreensão das causas do movimento rotativo é o momento de força ou torque. O tamanho do torque que giraria um objeto é igual à força multiplicada pelo momento. O momento de inércia é uma variável que expressa a inércia angular de um objeto em torno de um eixo de rotação específico.

O momento de inércia depende mais fortemente da distribuição da massa em relação ao eixo de rotação de interesse. Quando todos os torques que atuam sobre um objeto somam zero, diz-se que o objeto está em equilíbrio estático. As equações de equilíbrio estático são frequentemente usadas para calcular o centro de gravidade dos objetos.

A biomecânica geralmente usa a mudança de reação e métodos segmentares para calcular o centro de gravidade do corpo humano. Equilíbrio é a capacidade de uma pessoa de controlar sua posição corporal em relação a alguma base de apoio. O princípio do equilíbrio lida com os fatores mecânicos que afetam o equilíbrio e o *trade-off* entre estabilidade e mobilidade nas diversas posturas corporais.

ATIVIDADE (Cinética angular)

- 2) Ao analisar os segmentos corporais durante um movimento de um exercício em um aparelho de pilates, o peso pode ser representado no centro de massa do membro inferior, a força das molas do aparelho é representada atuando na extremidade distal do segmento e a força articular resultante, atuando no eixo articular do quadril e o resultante torque muscular, atuando na articulação do quadril. Em relação ao torque, escolha a alternativa correta que demonstra o efeito que ocorre no torque.
- a) O torque é o efeito de flexão de uma força.
 - b) O torque é o efeito de rotação de uma força.
 - c) O torque é o efeito de lateralização de uma força.
 - d) O torque é o efeito de medialização de uma força.
 - e) O torque é o efeito de hiperextensão de uma força.

APLICANDO BIOMECÂNICA NO *COACHING* ESPORTIVO, NA FORÇA E NO CONDICIONAMENTO FÍSICO

Coaching de atletismo também envolve o ensino de habilidades motoras para uma ampla variedade de atletas. Tradicionalmente, as carreiras em *coaching* concentram-se em trabalhar com os fisicamente talentosos nos esportes interescolares; no entanto, existem muitos outros níveis de treinamento: desde pais que se voluntariam para treinar a equipe de seus filhos, até o técnico de uma equipe nacional e um técnico para um atleta profissional individual.

Todos esses cargos de *coaching* se beneficiam da aplicação da biomecânica nas decisões de *coaching*. Os técnicos usam a biomecânica para analisar a técnica, determinar o condicionamento adequado e tratar lesões. O conhecimento biomecânico também é importante para os treinadores ao coordenar esforços com profissionais de medicina esportiva.

Análise qualitativa da técnica de arremesso

Imagine que você é um treinador de *softball* juvenil, explorando a capacidade de arremesso de jogadores em potencial. Você coloca os jogadores no campo para ver como eles podem jogar a bola no *home plate*. O princípio que mais precisa de melhoria é a amplitude de movimento, que poderia melhorar com uma abordagem mais vigorosa e uma passada mais longa com a perna oposta. A inércia do braço lançador deve ser reduzida na fase de propulsão, flexionando o cotovelo para cerca de 90°.

O lançador gira seu tronco para longe e depois para o lançamento, mas a coordenação sequencial que maximiza a interação segmental exigirá prática considerável. Como muitos jovens jogadores, essa pessoa lança uma trajetória inicial alta, violando o princípio da projeção ótima.

Os ângulos de arremesso ideais para a distância máxima com bolas de beisebol e *soft balls* são de cerca de 30°. Algumas dessas fraquezas podem ser corrigidas rapidamente, mas algumas provavelmente levarão mais de uma temporada completa. O atleta deve ser capaz de melhorar sua abordagem, ação do braço e ângulo de projeção. A coordenação do ajuste de seu lance provavelmente levará mais do que alguns meses. A biomecânica da coordenação no arremesso excessivo é bastante complexa.

A prática consistente durante um longo período de tempo irá gradualmente construir a rotação sequencial que otimiza as interações segmentares para criar um lance habilidoso em excesso. Para ver se ele ouve e pode facilmente alterar aspectos de sua técnica de arremesso, peça a ele que pise vigorosamente com o pé oposto e jogue a bola “inferior”.

É possível que um treinador de *soft ball* jovem selecione esse jogador para sua equipe com base em outros fatores. A técnica biomecânica em uma habilidade pode não ser tão importante quanto os fatores motivacionais ou a filosofia empregada para ajudar todos os jogadores a se desenvolverem.

Análise qualitativa da técnica *dribbling*

Coloque-se no papel de um treinador de futebol juvenil. Depois de trabalhar em vários exercícios de drible, você começa uma partida mais semelhante a um jogo. Este jovem jogador mostra um bom equilíbrio neste desempenho, uma vez que ele não cai quando tropeça na bola. Ele tem mau controle da bola, o que provavelmente contribuiu para ele pisar na bola. Apesar de um pequeno tropeço, ele usa sua perna de fuga para recuperar a bola.

O jogador precisa ajustar a aplicação dos princípios força-movimento e amplitude de movimento para melhorar o drible. Fornecer uma sugestão que melhore um desses princípios provavelmente também melhora o ângulo de liberação ou a projeção ótima da bola. Vamos diagnosticar essa situação priorizando essas três fraquezas para fornecer a melhor intervenção para ajudar esse jogador. Como este é um jogador jovem, você planeja elogiar seu esforço e um ponto forte antes de focar a atenção nos ajustes da técnica. Boa intervenção seria elogiar sua atenção para a bola e recuperação do tropeço. É muito cedo no desenvolvimento deste jogador para focar a intervenção em manter sua atenção visual no campo.

A melhor intervenção pode ser uma sugestão para “empurrar a bola suavemente e mantê-la perto do seu corpo”. Essa sugestão combina os princípios do princípio da força-movimento e da amplitude de movimento e focaliza a atenção do jogador na técnica correta.

Dicas mais específicas sobre o esforço ou amplitude de movimento podem ser seguidas se as observações futuras de seus dribles produzirem resultados semelhantes. Note que um jovem jogador não está cognitivamente pronto para técnica complexa ou instrução estratégica.

A complexidade biomecânica de driblar uma bola de futebol no ambiente dinâmico de um jogo deve ser apreciada pelo técnico, mas não deve ser imposta a um jovem jogador cedo demais.

Análise qualitativa do condicionamento

Treinadores de Ensino Fundamental e Médio geralmente são os principais responsáveis pelo desenvolvimento de programas de condicionamento para seus atletas. Os técnicos devem monitorar cuidadosamente a técnica de exercícios de seus atletas para maximizar os efeitos do condicionamento e reduzir o risco de lesões. Suponha que você seja um treinador de basquete júnior que faz seus jogadores executarem exercícios de passe com uma pequena bola. Um de seus jogadores mostra a técnica descrita na Figura 4.8. Quais princípios biomecânicos são pontos fortes ou fracos de seu desempenho ao diagnosticar a situação para configurar a intervenção?

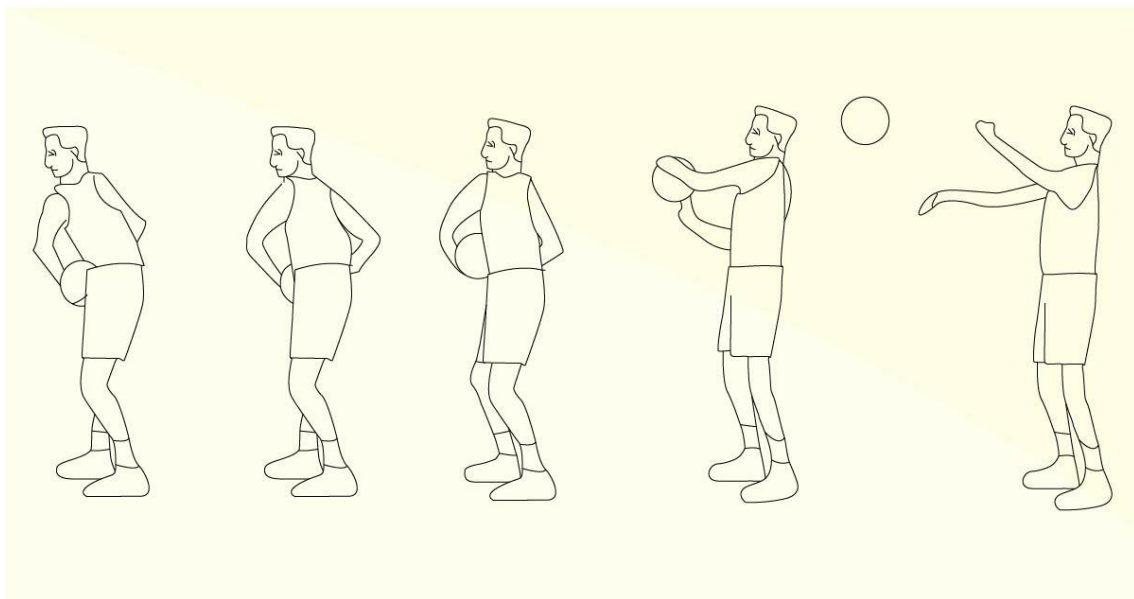


Figura 4.8 - Um jogador de basquete colegial jogando uma bola (o tempo entre as imagens é de 0,12 segundos)

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

As fraquezas na técnica de exercício deste jogador estão relacionadas com a passada, a ação do braço e o ângulo de liberação. Os princípios biomecânicos relevantes

para esses pontos técnicos são inércia, amplitude de movimento, coordenação e projeção ótima.

Enquanto uma variedade de técnicas de passes é usada no basquete, o *flop* de uma mão com pouca mudança de peso que este jogador usou não é a técnica mais desejável para passes em alta velocidade. É difícil julgar a partir das informações de tempo na legenda da figura, por isso vamos supor que o atleta usou bom esforço e velocidade na execução do passe.

A motivação afeta claramente o desempenho, de modo que as fraquezas da técnica de exercícios de alguns atletas estão mais relacionadas ao esforço do que aos erros neuromusculares. O passe provavelmente terá uma velocidade baixa para o alvo, já que apenas o braço direito contribui para a velocidade horizontal do passe.

O treinador deve, em seguida, diagnosticar essas fraquezas e decidir sobre a melhor intervenção para ajudar este jogador a melhorar. Um bom técnico provavelmente vai focar a atenção do jogador na ação correta do braço usando os dois braços (coordenação).

A principal razão para este diagnóstico é a segurança, porque o uso de um braço e torção do tronco para impulsionar um objeto pesado pode não ser uma carga segura para adolescentes mal treinados.

Há também menos pesquisas sobre a pliometria da parte superior do corpo do que os exercícios pliométricos da parte inferior do corpo, de modo que cargas e movimentos seguros não são claros. As dicas dadas para este ponto técnico também podem corrigir o ângulo de liberação, aumentar a velocidade do passe e aumentar o controle da bola.

Você decide trabalhar no *stride* mais tarde por razões de segurança. A intervenção de foco na passada não aumenta a velocidade da bola nem diminui a distância (e, portanto, o tempo) da passagem, tanto quanto a boa coordenação com os dois braços.

Caro(a) aluno(a), chegamos ao final desta parte da disciplina e foi possível compreendermos que treinadores empregam os princípios da biomecânica para analisar qualitativamente os movimentos de seus atletas. Este capítulo explorou o uso de

princípios biomecânicos no treinamento de *soft ball*, futebol, golfe e condicionamento para o basquete. Como os educadores físicos, os treinadores costumam usar palavras-chave ou frases para comunicar a intervenção aos jogadores.

Os *coaches* devem integrar os princípios biomecânicos com a experiência e outras subdisciplinas da cinesiologia. Por exemplo, os treinadores geralmente precisam levar em conta o condicionamento (fisiologia do exercício) e questões motivacionais (psicologia esportiva) ao lidar com atletas.

Aplicando a biomecânica na força e no condicionamento físico

Força e condicionamento é uma área em que uma grande quantidade de pesquisas biomecânicas foi realizada recentemente. Tradicionalmente, as carreiras de força e condicionamento limitavam-se a treinar os fisicamente talentosos no atletismo intercolegial. No entanto, há cada vez mais oportunidades de treinamento pessoal com uma ampla variedade de clientes no setor privado. Treinadores de força e *personal trainers* são responsáveis por prescrever exercícios que beneficiem seus clientes.

Isso pode parecer uma tarefa simples, mas na realidade é bastante complicada. Os exercícios devem ser selecionados e a técnica de exercícios deve ser monitorada. Os exercícios devem ser relevantes, e a intensidade deve ser suficiente para uma resposta de treinamento, mas não muito grande para causar *overtraining* ou um alto risco de lesão.

A biomecânica ajuda os profissionais de força e condicionamento a avaliar esses riscos: proporções de benefícios, determinar os exercícios mais apropriados (específicos ao esporte) e avaliar a técnica durante o treinamento.

Como no ensino e *coaching*, o conhecimento biomecânico é importante para o profissional de força e condicionamento para que eles possam coordenar seus esforços com os profissionais de medicina esportiva.

FIQUE POR DENTRO

A biomecânica esportiva é a ciência de explicar como e por que o corpo humano se move da maneira que o faz. No esporte e no exercício, essa definição é frequentemente estendida para também considerar a interação entre o performer e seus equipamentos e ambiente. Leia um artigo que buscou identificar os métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva no *link* a seguir: <<http://www.def.ufla.br/marcoantonio/wp-content/uploads/2016/05/M%C3%A9todos-de-medi%C3%A7%C3%A3o.pdf>>. Acesso em: 10 jul. 2019.

Análise qualitativa da técnica de agachamento

Um dos exercícios mais comuns e importantes no condicionamento atlético é o agachamento paralelo. O agachamento é um exercício funcional usado para uma ampla variedade de esportes e outros objetivos *fitness*.

O agachamento é geralmente realizado como um exercício com peso livre, tornando a técnica de movimento crítica para sobrecarregar os grupos musculares-alvo e minimizar o risco de lesão.

A técnica exata em exercícios com pesos livres é necessária porque pequenas variações permitem que outros músculos contribuam para o levantamento, diminuindo a sobrecarga dos músculos ou movimentos de interesse.

Avalie os pontos fortes e fracos dos princípios biomecânicos relacionados à fase excêntrica do agachamento ilustrados na Figura 4.9. Mais uma vez, suponha que o levantador tenha realizado algumas repetições desta forma e esteja confiante de que você pode identificar forças e fraquezas estáveis na aplicação dos princípios. O levantador descrito nesta figura tem uma técnica de agachamento muito boa, de modo que virtualmente não há pontos fracos na aplicação de princípios biomecânicos. Sua largura de apoio é apropriada, e não há indicação de dificuldades em termos de controle do corpo ou da barra (equilíbrio). As imagens sugerem que o movimento foi suave, com coordenação simultânea.



Figura 4.9 - A fase excêntrica de uma pessoa fazendo um agachamento (o tempo entre as imagens é de 0,2 segundos)

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

A informação de tempo na legenda indica que o agachamento foi lento, maximizando o tempo que os músculos foram forçados (Princípio Força-Tempo). Esse levantador também mantém a coluna reta com a lordose normal, de modo que as cargas espinhais são principalmente de compressão e são aplicadas uniformemente nos discos.

Esse carregamento mais axial entre os segmentos da coluna vertebral é mais seguro para a coluna. Pesquisas recentes mostraram que a flexão da coluna reduz o componente muscular extensor da força que resiste ao cisalhamento anterior na coluna, tornando mais difícil para os músculos estabilizarem a coluna vertebral. A postura mais ereta no agachamento frontal diminui os torques extensores do quadril e da coluna lombar, enquanto aumenta os torques extensores do joelho necessários no exercício.

Uma grande parte do trabalho do profissional de força e condicionamento é motivar e monitorar os atletas. O treinador precisa procurar pistas para o esforço do atleta ou uma mudança em sua capacidade de continuar treinando. Alguns desses julgamentos envolvem a aplicação de princípios biomecânicos.

Como o equilíbrio de um atleta muda ao longo de uma prática ou vários conjuntos de um exercício pode dar pistas de um treinador de força sobre a fadiga. Como a figura mostrada anteriormente e a introdução não dão pistas sobre esse aspecto da performance, a melhor intervenção nessa situação é elogiar a boa técnica do atleta e, possivelmente, fornecer incentivo para motivá-lo. Os profissionais de força e condicionamento também devem integrar treinamento esportivo específico com outras práticas e competições.

Análise qualitativa de saltos de queda

Exercícios pliométricos são exercícios comuns para melhorar a velocidade e os movimentos musculares em atletas. Exercícios pliométricos usam pesos, bolas e quedas para exagerar as ações dos músculos do ciclo de encurtamento do alongamento. Saltos de quedas é um exercício pliométrico da parte inferior do corpo para melhorar a capacidade de saltar (Figura 4.10).



Figura 4.10 - Treinamento de saltos

Fonte: ufabizphoto / 123RF.

Pesquisas recentes mostraram que os programas de exercícios com salto podem aumentar a densidade óssea em crianças. A análise qualitativa de saltos em queda é importante na redução do risco de lesão nesses exercícios e na técnica de monitoramento que tem sido observada para variar entre os sujeitos.

A análise qualitativa também é importante porque o *drop jump* e o treinamento de resistência podem afetar a técnica usada em vários movimentos de salto. Os pontos fortes desta técnica são o bom posicionamento das extremidades inferiores antes do toque, o contramovimento moderado e uma decolagem quase vertical. Isso indica um bom equilíbrio durante o exercício. É difícil avaliar a velocidade ou a rapidez do desempenho dos desenhos sem informações temporais.

Este atleta tem uma fase excêntrica curta com uma rápida reversão para a fase concêntrica. Ocasionalmente, os indivíduos terão uma fase excêntrica mais longa que minimiza o efeito do ciclo de redução do alongamento dos saltos em queda.

O princípio da força-tempo aplicado aos exercícios pliométricos explica por que grandes forças e altas taxas de desenvolvimento de força são criadas ao longo do curto período de tempo da aplicação da força na pliometria.

A fraqueza óbvia é não usar os braços no exercício. A maioria dos atletas deve se esforçar para utilizar um balanço de braço com coordenação semelhante ao salto ou o evento específico para o qual eles estão treinando.

Se os braços forem acelerados para baixo quando o atleta pousar, isso diminuirá o carregamento excêntrico das extremidades inferiores. Para o treinamento específico do salto, indique os atletas a balançar os braços para baixo na queda de modo que os braços estejam balançando atrás deles durante a fase de carga, aumentando a intensidade da carga excêntrica das extremidades inferiores.

O movimento vigoroso para frente e para cima dos braços a partir desta posição aumenta a força vertical de reação do solo por meio da interação segmentar. A sugestão "braços para baixo e para cima" pode ser usada para lembrar a um atleta os pontos da técnica nos quais ela deve se concentrar nas seguintes repetições.

Um princípio-chave de condicionamento é que os exercícios selecionados para treinamento devem combinar de perto com os objetivos ou movimentos de treinamento que devem ser melhorados. Essa combinação das condições de exercício com as condições de desempenho é o princípio de condicionamento da especificidade. A especificidade do exercício também será examinada no próximo exemplo.

Especificidade de exercício

No passado, a especificidade do exercício era frequentemente baseada em uma análise anatômica funcional do movimento de interesse. Foram selecionados exercícios que supostamente treinaram os músculos hipotetizados para contribuir com o movimento. Vimos no início desta disciplina que a pesquisa em biomecânica demonstrou que essa abordagem para identificar ações musculares muitas vezes resulta em suposições incorretas. Isso faz com que a pesquisa biomecânica em exercício seja crítica para o campo de força e condicionamento.

O profissional de força e condicionamento também pode comparar subjetivamente os princípios da biomecânica no exercício e o movimento de interesse para examinar a potencial especificidade do treinamento.

Para a especificidade do treinamento, os exercícios prescritos devem corresponder a alguns princípios e concentrar-se nos músculos que contribuem (força-movimento) para os movimentos articulares (amplitude de movimento) e naqueles que podem ajudar a estabilizar o corpo para evitar lesões.

Embora grande parte da energia para lançar um dardo seja transferida para o tronco e para o braço, um dos principais contribuintes para a adução horizontal do ombro nos padrões axilares é provavelmente o principal peitoral do braço lançador. A questão então se torna: quais os exercícios mais próximos da Faixa de Movimento e Coordenação no arremesso de dardo? Combinar a velocidade do movimento e determinar as resistências apropriadas também são questões de especificidade que a biomecânica ajudaria a informar.

A pesquisa biomecânica do dardo pode ajudar a selecionar o exercício e personalizá-lo para combinar com a função principal do peitoral durante o evento. Os estudos com

eletromiografia e análises cinéticas podem ser usados para documentar a localização temporal e o tamanho das demandas musculares. A pesquisa cinemática ajuda a identificar o alcance do ombro e a velocidade do movimento do ombro no lançamento do dardo.

Se as técnicas de exercício de supino e *pullover* permanecerem em sua posição corporal (supina) tradicional e amplitude articular, o supino pode fornecer o treinamento mais específico da atividade para o lançamento de dardo. O supino normalmente tem o ombro em 90° de abdução, correspondendo à sua posição no lançamento do dardo. O supino poderia ser realizado (assumindo-se equipamento adequado de segurança e *spotting*) com uma velocidade rápida para imitar o ciclo de esforço do lançamento de dardo. Isso também imitaria as ações musculares e a taxa de desenvolvimento de força (força-tempo).

Especificidade esportiva ainda maior pode ser alcançada usando supinos pliométricos com bolas. O sistema de potência pliométrica é um equipamento especializado que também permitiria arremessos dinâmicos de supino. Exercícios de *Pullovers* muitas vezes têm maior abdução do ombro que é diferente da amplitude de movimento no evento.

Exercícios de *Pulôveres* também têm uma amplitude de movimento que requer maior rotação ascendente escapular e extensão do ombro, o que tende a comprimir o supraespinhal abaixo do processo acromio da escápula. Atletas em esportes repetitivos nas axilas frequentemente sofrem dessa síndrome do impacto, portanto os pulôveres podem ser um exercício de treinamento menos seguro do que o supino.

Risco de ferimentos

O perfil de força-tempo do treinamento de força tenta manter grandes forças aplicadas à barra por meio da maior amplitude de movimento possível. A natureza do ciclo de esforço do movimento deve ser minimizada. Isso mantém o movimento lento e força a saída perto do peso da barra. Forças iniciais altas aplicadas à bola resultam em forças inferiores aplicadas à barra posteriormente na amplitude de movimento.

O princípio da amplitude de movimento no treinamento de força tende a um dos dois extremos. Primeiro, minimize a amplitude de movimento das articulações que não

contribuem para o movimento e daquelas que permitem que outros músculos contribuam para o movimento. Em segundo lugar, a amplitude de movimento para movimentos articulares ou músculos que são alvo do exercício deve ser maximizada.

Os dois princípios mais fortemente relacionados à segurança do exercício no supino são equilíbrio e amplitude de movimento. Os atletas devem controlar o peso da barra o tempo todo, e a falta de controle afetará a amplitude de movimento usada no exercício. O atleta na Figura 4.11 mostra deficiências no equilíbrio e na amplitude de movimento. Como o atleta está lutando para “ganhar peso”, a diferença de força entre os lados do corpo se manifesta como movimento irregular da barra e equilíbrio inadequado.

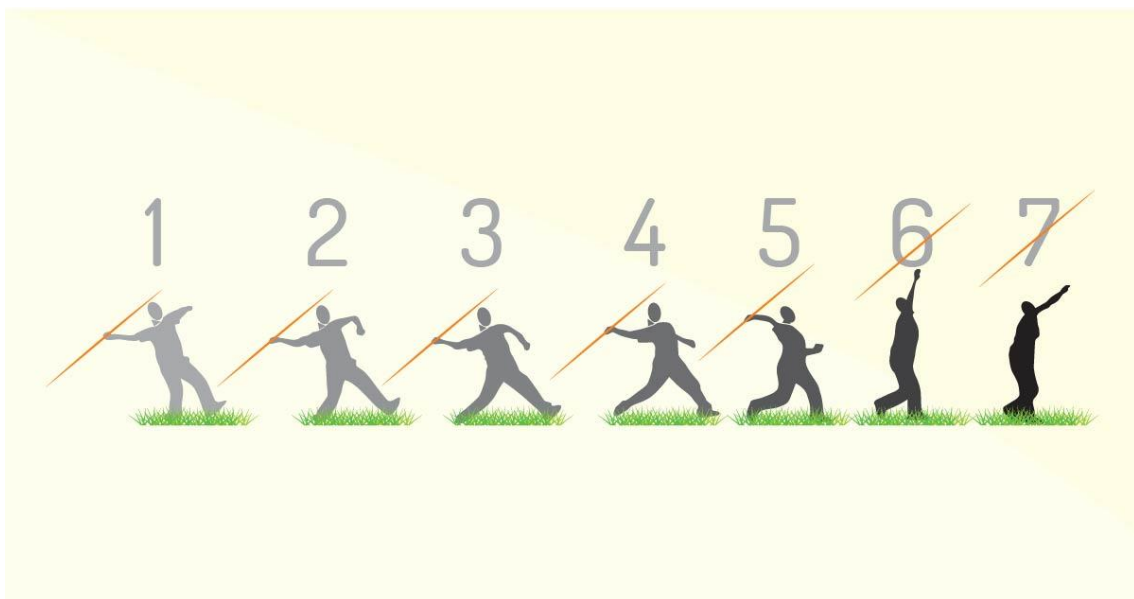


Figura 4.11 - Técnica de lançamento de dardo

Fonte: Adaptada de Alexander Kaludov / 123RF.

O atleta também hiperestendeu sua coluna lombar ao tentar levantar o peso. Vários aspectos desse desempenho podem ter um treinador de força pensando no risco de lesão imediata e futura: desequilíbrio lateral de força, controle inadequado do movimento da barra e hiperextensão da coluna lombar. Como o atleta está “no limite máximo”, algumas dessas fraquezas podem ser esperadas, mas a segurança é a maior preocupação.

Os observadores podem ajudar os levantadores com controle de barra ruim ou quem pode completar o levantamento com apenas um lado do corpo. A hiperextensão da coluna, no entanto, é um risco imediato para a saúde da parte inferior das costas do atleta. A hiperextensão da coluna lombar sob carga é perigosa devido a pressões irregulares nos discos intervertebrais e maior carga nas articulações facetárias.

A melhor intervenção aqui é terminar o levantamento com a ajuda de um observador e retornar ao levantamento somente quando o atleta mantiver uma postura neutra e suportada da coluna vertebral no banco. Aqui, o risco imediato de lesão é mais importante do que o equilíbrio, a habilidade no exercício ou a aprovação em um teste de triagem.

Equipamento

O equipamento pode ter uma influência bastante marcante no efeito de treinamento de um exercício. Máquinas de exercícios são exemplos de como o equipamento modifica o estímulo de treinamento dos exercícios de treinamento com pesos.

Os catálogos de força e condicionamento estão cheios de equipamentos especializados e ferramentas de treinamento; infelizmente, a maioria desses dispositivos não foi biomecanicamente estudada para determinar sua segurança e eficácia.

Vamos revisar o exercício de agachamento usando um desses dispositivos de treinamento. Este dispositivo é uma plataforma que estabiliza os pés e as pernas. Uma pessoa que executa a fase excêntrica de um agachamento frontal com este dispositivo é mostrada na Figura 4.12. Compare a técnica de agachamento deste sujeito com a técnica no agachamento tradicional.

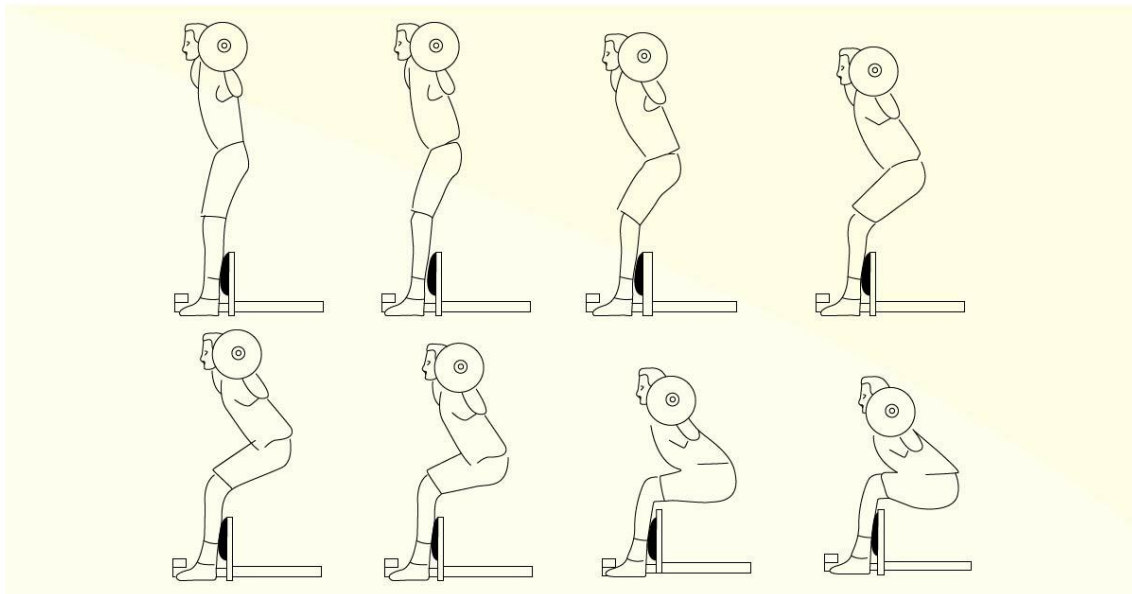


Figura 4.12 - A fase excêntrica de uma pessoa fazendo um agachamento usando um suporte estabilizador de pé e perna

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

Quais princípios biomecânicos são mais afetados pelo uso deste dispositivo? A inspeção dessa figura que foi apresentada anteriormente mostra que existem várias diferenças de amplitude de movimento entre os dois exercícios de agachamento.

O agachamento com o dispositivo resulta em menos flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo. Observe como a parte inferior da perna permanece quase vertical e como o centro de massa do atleta/barras é deslocado mais para trás neste agachamento.

Não parece haver nenhuma diferença óbvia no tronco magro entre os dois dispositivos com esses atletas. O que você acha que são as implicações do treinamento para essas pequenas diferenças? Qual posição do corpo no final da fase excêntrica parece ser mais específica para o futebol, o esqui ou o voleibol: este ou o agachamento frontal?

Usar o dispositivo facilita o balanceamento, embora coloque a linha de gravidade do corpo/barras bem atrás dos pés. A base maior de suporte e inércia (corpo e suporte) estabiliza o exercitador no agachamento. Não é possível comparar a cinética dos dois

exercícios a partir da análise qualitativa dos movimentos, mas é provável que existam diferenças na carga das pernas e nas costas (interação segmental).

REFLITA

Biomecânica dos membros inferiores refere-se a uma interação complexa entre as articulações, os músculos e o sistema nervoso, o que resulta em uma certa padronização do movimento, muitas vezes referida como "alinhamento". Reflita!

Caro(a) aluno(a), chegamos ao final deste item na disciplina e entendemos que os profissionais de força e condicionamento usam os princípios da biomecânica para analisar qualitativamente a técnica de exercícios, avaliar a adequação dos exercícios e reduzir o risco de lesões decorrentes de técnicas de exercícios perigosos.

A análise qualitativa de vários exercícios com pesos livres foi apresentada e examinamos os princípios biomecânicos na análise qualitativa das máquinas de exercícios. Os profissionais de força e condicionamento também devem integrar conhecimentos fisiológicos e psicológicos com princípios biomecânicos para maximizar a melhoria do cliente.

Como o treinamento de força utiliza cargas mais próximas da resistência mecânica final dos tecidos, os profissionais precisam manter a segurança e a técnica de exercícios exigentes em mente.

ATIVIDADE

- 3) É muito importante em alguns exercícios o indivíduo não utilizar o braço durante a realização do exercício físico. A maioria dos atletas deve se esforçar para utilizar um balanço de braço com coordenação semelhante ao salto ou o evento específico para o qual eles estão treinando. Para isso, identifique a alternativa correta sobre o movimento que deve ser realizado em um movimento vigoroso.
- a) Movimento para frente e para cima dos braços aumenta a força horizontal.
 - b) Movimento para frente e para cima dos braços aumenta a força vertical.
 - c) Movimento para trás e para baixo dos braços aumenta a força vertical.
 - d) Movimento para trás e para cima dos braços aumenta a força horizontal.
 - e) Movimento para frente e para baixo dos braços aumenta a força vertical.

APLICANDO A BIOMECÂNICA NA MEDICINA ESPORTIVA E NA REABILITAÇÃO

A biomecânica também ajuda profissionais em ambientes clínicos a determinar a extensão da lesão e monitorar o progresso durante a reabilitação. Muitos programas de medicina esportiva possuem sistemas específicos de avaliação e diagnóstico para identificação de problemas musculoesqueléticos.

O fisioterapeuta e treinador esportivo que analisam a marcha em marcha ou uma função avaliadora do cirurgião ortopédico após a cirurgia usam biomecânica para ajudar a informar as decisões sobre o movimento humano. Essas aplicações clínicas da biomecânica na análise qualitativa tendem a se concentrar mais em questões anatômicas localizadas do que nos exemplos dos três capítulos anteriores.

Esta parte da disciplina não pode substituir o treinamento formal em análise de marcha, identificação de lesões ou diagnóstico médico. No entanto, fornecerá uma introdução à aplicação de princípios biomecânicos em várias profissões de medicina esportiva.

Princípios biomecânicos devem ser integrados com a formação clínica e experiência de profissionais de medicina esportiva.

Mecanismos de lesão

A maioria dos profissionais de medicina esportiva deve deduzir a causa das lesões da história apresentada por pacientes ou clientes. Ocasionalmente, os treinadores atléticos podem estar em uma prática ou competição onde eles testemunham uma lesão.

O conhecimento das causas biomecânicas de certas lesões pode auxiliar um treinador esportivo nessas situações, na medida em que o diagnóstico dos tecidos lesionados é facilitado. Imagine que você é um treinador esportivo andando atrás da cesta durante um jogo de basquete. Você olha para a quadra e vê um de seus atletas se machucando ao fazer um rebote.

Que tipo de lesão você acha que ocorreu? E quanto ao movimento, você deu pistas de que certos tecidos estariam em risco de sobrecarga? O atleta provavelmente torceu vários ligamentos do joelho. Aterragem de um salto é um evento de alta carga para a extremidade inferior, onde a atividade muscular deve ser construída antes do pouso. É provável que a posição de aterrissagem inadequada, a atividade muscular insuficiente antes do impacto e a torção (rotação tibial interna) tenham contribuído para a lesão.

Também é provável que os ligamentos cruzados anterior (LCA) e posterior (LCP) tenham sido torcidos. A deformação em valgo da perna inferior também sugeriria insulto potencial ao ligamento colateral tibial (medial). As atletas do sexo feminino são mais propensas a apresentar uma lesão do LCA sem contato do que os homens, e a maioria das lesões do LCA são lesões sem contato.

Existem boas evidências de mecanismos de lesão do ligamento do joelho. Você corre para o atleta com essas lesões em mente. Infelizmente, qualquer uma dessas entorses é bastante dolorosa.

Deve-se ter cuidado para confortar o atleta, tratar a dor e a inflamação e evitar movimentos que possam estressar os ligamentos lesionados. Testes conjuntos e diagnóstico por imagem serão usados para diagnosticar a lesão exata.

Especificidade de exercício

O princípio da especificidade também se aplica ao exercício terapêutico em ambientes de reabilitação. Os exercícios prescritos devem combinar com as necessidades biomecânicas do paciente curativo. Exercícios devem efetivamente treinar os músculos que foram enfraquecidos por lesão e inatividade.

A pesquisa biomecânica sobre o exercício terapêutico é ainda mais crítica, pois os terapeutas precisam saber quando as cargas internas podem exceder as forças mecânicas dos tecidos normais e cicatrizantes. Imagine que você é um fisioterapeuta tratando um corredor com síndrome de dor patelofemoral.

A síndrome da dor patelofemoral é a terminologia atual para o que era comumente chamado de condromalácia patelar. A síndrome da dor patelofemoral é provavelmente uma inflamação da cartilagem patelar, já que outras patologias do joelho foram descartadas.

Acredita-se que a síndrome da dor patelofemoral possa resultar do desalinhamento do joelho, fraqueza nos componentes mediais do quadríceps e uso excessivo. Se o vasto medial e, especialmente, as fibras do vasto medial oblíquo são fracas, é a hipótese de que a patela pode rastrear mais lateralmente no fêmur e irritar a cartilagem patelar ou femoral.

Os exercícios comumente prescritos para focar a ativação no vasto medial oblíquo são extensões de joelho a 30° da extensão quase completa, *leg press*/agachamento de arco curto semelhantes, e ajuste de quadríceps isométrico em extensão completa, e esses exercícios com esforço de adução de quadril combinados.

Embora o aumento da ativação do vasto medial oblíquo para esses exercícios não seja conclusivo, suponha que você esteja usando essa estratégia terapêutica ao avaliar a técnica

do exercício na Figura 4.13. Quais princípios biomecânicos são pontos fortes e fracos neste exercício?

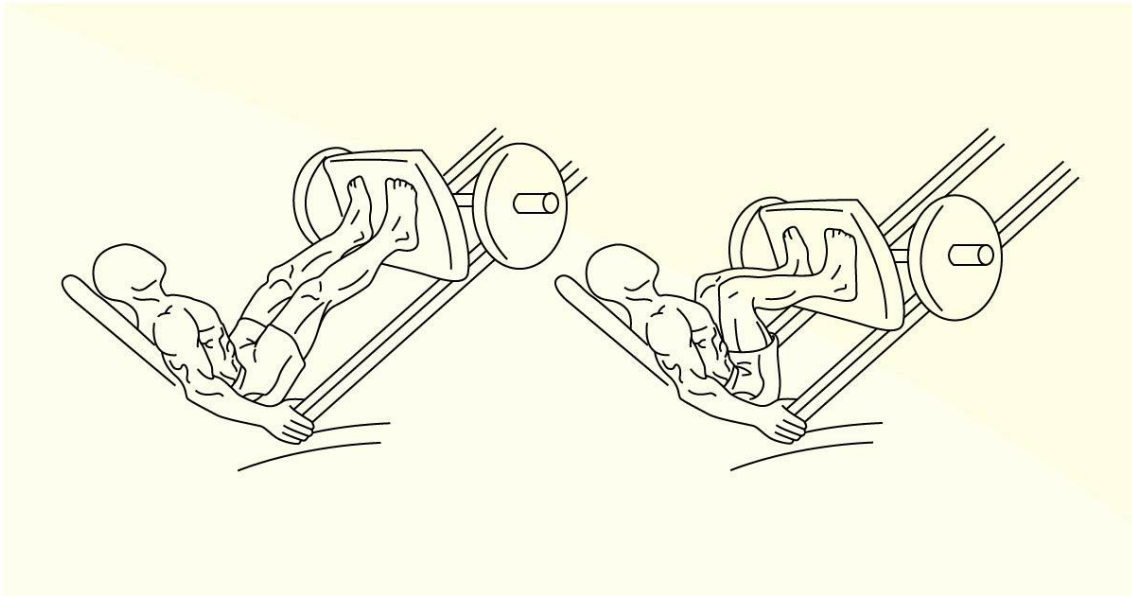


Figura 4.13 - A técnica do *leg press* de uma pessoa que tenta remediar a dor femoropatelar

Fonte: Everkinetic / Wikimedia Commons.

A maioria dos princípios biomecânicos é bem executada. O equilíbrio não é um problema em uma máquina de *leg press* porque as restrições mecânicas e o membro mais forte podem compensar a fraqueza no membro afetado. Há coordenação simultânea e tem um movimento lento e suave (força-tempo).

O princípio que é o mais fraco para este assunto é a grande amplitude de flexão do joelho. Este sujeito tem um ângulo do joelho de cerca de 65° no final da fase excêntrica do exercício. Esta posição muito flexionada coloca o quadríceps em grave desvantagem mecânica, o que resulta em forças musculares muito grandes e consequentes grandes tensões nas articulações patelofemoral e tibiofemoral.

Esta técnica de exercício pode irritar a síndrome da dor patelofemoral e não se encaixa na estratégia terapêutica, portanto o terapeuta deve instruir rapidamente essa pessoa a

diminuir a amplitude de movimento. Fornecer uma sugestão para apenas baixar ligeiramente o peso ou manter os joelhos estendidos a pelo menos 120° seria apropriado para um paciente com síndrome da dor patelofemoral.

Uma pergunta melhor seria: essa pessoa deveria estar nessa máquina de *leg press*? Seria melhor se eles fizessem um exercício diferente? Uma máquina *leg press* requer menos controle motor para equilibrar a resistência do que um exercício de agachamento com peso livre, de modo que um *leg press* pode ser mais apropriado do que um agachamento.

Talvez um exercício mais apropriado seja uma máquina *leg press* ou um ciclo que permita ao sujeito manter o quadril estendido (reduzindo as contribuições do extensor do quadril e aumentando a demanda do quadríceps) e limitar a quantidade de flexão do joelho permitida. As diferenças no envolvimento muscular são provavelmente semelhantes às do ciclo ereto *versus* reclinado.

Essas mudanças sutis na posição do corpo e na direção da aplicação de força (Força-Movimento) são muito importantes para determinar o carregamento dos músculos e articulações do corpo. Bons terapeutas estão bem informados sobre as diferenças biomecânicas em vários exercícios e prescrevem exercícios de reabilitação específicos em uma sequência progressiva para melhorar a função.

Equipamento

Os profissionais de medicina esportiva prescrevem, muitas vezes, próteses ou órteses para tratar uma variedade de problemas musculoesqueléticos. As próteses são membros artificiais ou partes do corpo. Órteses são dispositivos ou aparelhos que sustentam, amortecem ou guiam o movimento de um corpo.

Sapato inserções e tornozelo, joelho ou chaves de pulso são exemplos de ortopedia. Órteses podem ser compradas “prontas” ou personalizadas para um paciente em particular. Inserções de sapato são um tratamento ortótico comum para a pronação excessiva da articulação subtalar. Acredita-se que uma origem de pronação excessiva seja um arco baixo ou um pé plano.

Uma pessoa com um eixo articular subtalar abaixo de 45° no plano sagital tenderá a ter mais pronação a partir de maior eversão e adução do pé posterior. Foi hipotetizado que o suporte medial de um ortótico diminuirá essa pronação excessiva. A Figura 4.14 ilustra uma vista frontal traseira da posição máxima de pronação na corrida para um atleta diagnosticado com excessiva pronação traseira-pé.

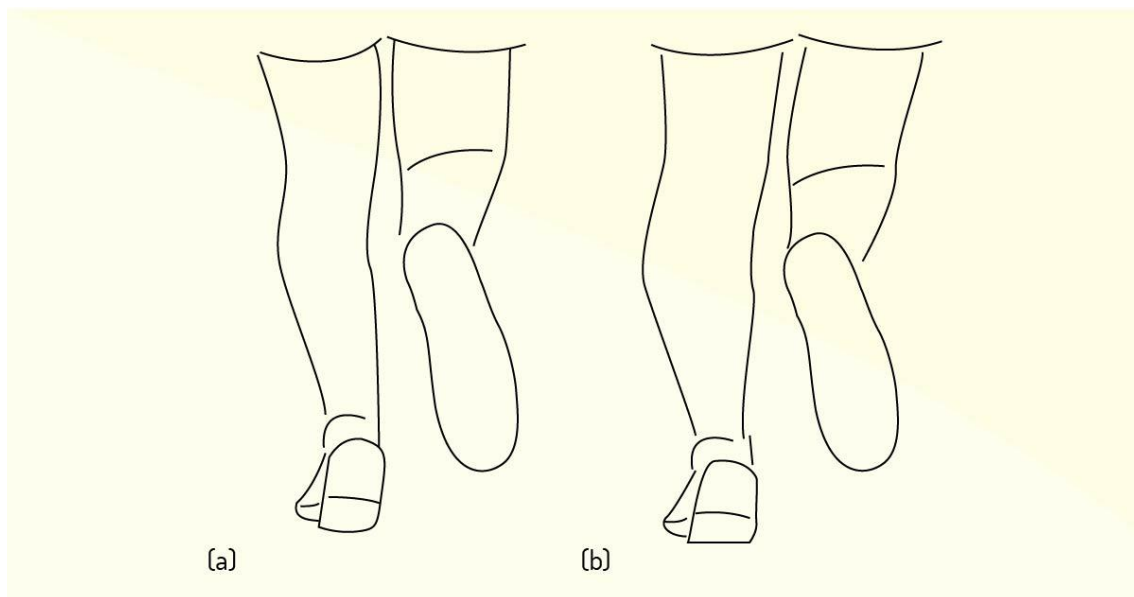


Figura 4.14 - Vista frontal traseira das posições de pronação máxima na corrida em sapatos (a) e sapatos com órtese semirrígida (b) em esteira a 5,5 m/s

Fonte: Adaptada de Knudson (2007).

As duas imagens mostram o ponto de máxima pronação quando se usa um sapato de corrida (a) e quando se usa o mesmo sapato com uma órtese semirrígida personalizada (b). Imagine que você é o treinador esportivo que trabalha com esse corredor. O corredor relata que é mais confortável correr com a órtese, uma observação que é consistente com a diminuição dos sintomas de dor ao usar órteses.

Você combina essa opinião com suas observações visuais e gravadas em vídeo das ações de seus pés na corrida. A inspeção dessa figura apresentada anteriormente sugere que há pronação semelhante ou ligeiramente menor quando o corredor está usando uma órtese.

Prontidão

Os cirurgiões ortopédicos e os treinadores esportivos devem monitorar o progresso da reabilitação antes de liberar os atletas para que retornem à sua rotina de treinos ou competição. A recuperação pode ser documentada por vários testes de força, amplitude de movimento e funcionais. Medidas subjetivas de recuperação incluem sintomas relatados pelo atleta e análises qualitativas do movimento por profissionais de medicina esportiva.

Frequentemente, os atletas serão solicitados a realizar vários movimentos de demandas crescentes, enquanto o profissional avalia qualitativamente o controle do atleta sobre o membro lesionado. Um par de testes funcionais comuns para atletas com lesões no joelho são saltos múltiplos para distância ou tempo.

Imagine que você é um treinador esportivo trabalhando com um atleta reabilitando uma lesão do LCA em seu joelho direito. Você pede ao atleta para realizar um salto triplo para a distância máxima. Conforme você mede a distância saltada, você passa por cima dos pontos fortes e fracos em termos dos princípios biomecânicos do salto em sua mente. Mais tarde, você combinará essa avaliação com os dados quantitativos.

A distância saltada no membro lesionado não deve ser inferior a 80% do membro não afetado. Quais princípios biomecânicos são pontos fortes e fracos, e o que um diagnóstico desse desempenho de saltos lhe diz sobre sua prontidão para voltar à prática? A técnica biomecânica é apenas um aspecto de muitas áreas que devem ser avaliadas na tomada de decisões sobre o retorno de atletas para jogar.

A maioria dos princípios biomecânicos é bem executada por esse atleta. Este atleta está mostrando uma boa técnica de salto com ótima projeção para uma longa série de saltos. Ela mostra boa coordenação do balanço do braço, integrada com boa flexão simultânea e extensão da extremidade inferior. Ela parece ter um bom equilíbrio, e sua aplicação dos

princípios da força-tempo e amplitude de movimento na perna direita mostra um bom controle das ações musculares excêntricas e concêntricas.

Não há sinais aparentes de apreensão ou falta de controle do joelho direito. Se essas observações qualitativas forem consistentes com a distância medida para os três saltos, é provável que o treinador esportivo liberte este atleta para retornar à prática. O terapeuta pode pedir ao técnico para monitorar de perto as práticas iniciais do atleta em busca de sinais de apreensão, fraqueza ou técnica inadequada, à medida que ela inicia movimentos mais intensos e específicos do esporte.

Prevenção de lesões

Caro(a) aluno(a), nesta parte da unidade selecionei os principais cenários de uma das lesões mais comuns no esporte, uma entorse sem contato do LCA. O grande número de lesões em atletas jovens do sexo feminino resultou em pesquisas consideráveis sobre como essas lesões ocorrem em aterrissagens, saltos e cortes.

Muitos fatores biomecânicos foram supostamente relacionados ao aumento do risco de lesões do LCA no esporte: pico da força vertical de reação do solo, ângulo de flexão do joelho na aterrissagem, força dos isquiotibiais e equilíbrio. Tem sido evidenciado em um amplo estudo da biomecânica da aterrissagem em atletas adolescentes do sexo feminino que participaram de esportes de alto risco diversas variáveis que estão associadas ao risco de lesão do LCA.

As variáveis associadas às meninas que se lesionam são: maior ângulo de abdução do joelho (valgo de perna) e maior força de reação do solo e momento de abdução do joelho. É possível que, quando as meninas entram na adolescência, o aumento do risco de lesões do LCA venha da carga dinâmica em valgo no joelho, resultante de uma combinação de fatores.

Com a adolescência no sexo feminino, os membros ficam mais longos e os quadris se alargam, se a força no quadril e joelho, a coordenação e o equilíbrio não acompanharem essas mudanças maturacionais, é provável que o risco de lesão do LCA possa ser aumentado.

Enquanto os profissionais de medicina esportiva avaliaram qualitativamente a força e o equilíbrio dos pacientes em posição unipodal e agachamentos por muitos anos, estudos recentes propuseram que medidas bidimensionais simples do movimento do plano frontal da extremidade inferior em agachamentos unilaterais podem ser um útil exame clínico. Esses testes são utilizados para identificar atletas que podem estar em maior risco de lesão do LCA.

Embora este teste não seja tão dinâmico quanto o pouso, é provavelmente um procedimento de triagem mais seguro que também pode ser avaliado qualitativamente. Se a triagem sugere que um atleta pode estar em risco (mau controle do joelho no plano frontal), pesquisas mostraram que programas de condicionamento preventivo podem diminuir o risco de lesões do LCA.

A Figura 4.15 ilustra a posição da extremidade inferior na parte inferior de um agachamento unipodal para atletas jovens.



Figura 4.15 - Agachamento unipodal

Fonte: Yulia Ryabokon / 123RF.

Caro(a) aluno(a), então podemos perceber que os profissionais de medicina esportiva usam princípios biomecânicos para entender os mecanismos de lesão, selecionar protocolos apropriados de prevenção e reabilitação de lesões e monitorar a recuperação. No exemplo da especificidade, vimos que a análise qualitativa da técnica do exercício pode ajudar os profissionais de medicina esportiva a garantir que a técnica do cliente atinja o efeito de treinamento desejado.

A análise qualitativa na medicina esportiva muitas vezes se concentra em um nível de estrutura anatômica com mais frequência do que outras profissões de cinesiologia. A análise qualitativa do exercício terapêutico também requer uma abordagem interdisciplinar, especialmente integrando treinamento clínico e experiência com biomecânica. Outras questões que os profissionais de medicina esportiva devem levar em conta, além dos princípios biomecânicos são a dor, o medo, a motivação e a psicologia competitiva.

A maioria dos princípios biomecânicos é bem executada. O equilíbrio não é um problema em uma máquina de *leg press* porque as restrições mecânicas e o membro mais forte podem compensar a fraqueza no membro afetado. Há coordenação simultânea e tem um movimento lento e suave (força-tempo).

ATIVIDADE

- 4) O exercício realizado no *leg press* é considerado um exercício em cadeia cinética fechada e não necessariamente funcional, porque nas atividades de vida diária não encontramos esse movimento em que a resistência venha de encontro ao membro inferior como o aparelho *leg press* realiza. Escolha a alternativa correta que aborda quais são as unidades de medidas presentes quando ocorre a coordenação simultânea e um movimento lento e suave na máquina de *leg press*.
- a) As medidas são força e alongamento.
 - b) As medidas são força e tempo.
 - c) As medidas são força e distância.
 - d) As medidas são tempo e alongamento.
 - e) As medidas são tempo e distância.

INDICAÇÕES DE LEITURA

Nome do livro: Análise de Marcha volume 1 - Marcha Normal

Editora: Manole

Autora: Jacquelin Perry

ISBN: 9788520413975

Comentário: A análise da marcha humana do indivíduo normal ou quando sofre alguma afecção tem sido muito utilizada no diagnóstico de alterações neuromusculares, musculoesqueléticas e como maneira de avaliação antes e depois do tratamento cirúrgico, medicamentoso e de reabilitação. Neste livro, você vai conhecer todos os aspectos importantes no estudo da marcha, as variâncias, bem como os padrões em algumas patologias. Vai também compreender como todos os sistemas do nosso corpo influenciam na motricidade.

INDICAÇÕES DE FILME

Nome do filme: O programa

Gênero: Drama/Filme de Esportes

Ano: 2015

Elenco principal: Ben Foster, Jesse Plemons, Chris O'Dowd, Guillaume Canet e Dustin Hoffman

Comentário: Este filme vai mostrar um indivíduo que é considerado inferior aos outros por sua técnica e tipo físico no ciclismo. Depois de se aliar com um médico, este ciclista usa maneiras experimentais para se tornar o melhor ciclista do mundo. Neste filme você vai ver como ocorre uma preparação de um atleta e como é importante ter profissionais que vão orientar a maneira correta de se preparar.

CONCLUSÃO DO LIVRO

Olá, estimado(a) aluno(a)!

É com grande satisfação e sentimento de dever cumprido que chegamos ao fim do conhecimento da Biomecânica do Movimento. É importante ressaltarmos que, durante esse processo de ensino, você entendeu que a biomecânica do movimento é um tema essencial para quem trabalha com o corpo humano.

Nesta concepção, acreditamos que você, caro(a) aluno(a), tenha terminado o estudo deste material entendendo que todos os temas são essenciais para a motricidade. Sabendo sobre isso, você poderá atuar de maneira precisa e eficiente nas decisões durante a avaliação e intervenções em educação física.

A biomecânica é a ciência que aplica as leis da mecânica ao movimento biológico. Uma área de interesse para os biomecânicos é estudar o corpo durante situações esportivas ou de exercícios. Os profissionais que atuam na biomecânica tentam responder a duas questões básicas: como melhorar o desempenho e como tornar as atividades mais seguras. Para responder a essas perguntas, estes profissionais usam duas subdivisões: a cinemática (descrição do movimento) e a cinética (estudo das forças que atuam no corpo).

Os profissionais que tentam melhorar o desempenho fazem isso de duas maneiras. A primeira é usar a cinemática para analisar o movimento de um atleta habilidoso. A segunda maneira de melhorar o desempenho é usar a cinética para encontrar uma maneira mais eficiente de se mover, o que faz melhor uso da vantagem mecânica do corpo.

Também devemos salientar que, apesar deste material estar dividido em quatro unidades, todos os conteúdos se inter-relacionam. Na Unidade I, por exemplo, você compreendeu sobre os conceitos gerais da biomecânica e os tecidos ósseos e muscular, bem como a introdução à biomecânica e seus conceitos.

Na Unidade II conhecemos a biomecânica das articulações e os movimentos corporais com o foco nos principais tipos de movimento do corpo humano. A cinemática linear e angular nas ciências do movimento foi abordada na Unidade III, além disso, você conheceu como ocorre o processo de análise cinemática do movimento humano.

Para finalizar nossa disciplina, estudamos na Unidade IV as bases mecânicas e a cinética do movimento. Junto a este tema, você pôde aprender as principais terminologias e conceitos de mecânica simples e também a análise cinética do movimento humano.

Exemplos de análise de movimento de vários gestores esportivos foram exemplificados ao longo da disciplina para facilitar o entendimento do uso da Biomecânica do Movimento no cotidiano.

Assim, caro(a) aluno(a), esperamos que você tenha aproveitado, ao máximo, este material, a fim de aprender acerca dos aspectos teóricos e práticos da Biomecânica do Movimento. Desejo que esta obra impulse seus estudos, para que você continue construindo e consolidando o seu conhecimento ao longo do curso.

Até uma próxima oportunidade!

REFERÊNCIAS

ALBERTS, B. et al. **Molecular biology of the cell**. 3rd ed. Massachusetts: Garland Press, 1994.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. A biomecânica em educação física e esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 25, n. 1, pp. 15-24, 2011.

ANTUNES, M. D. et al. Caracterização da marcha de idosos com lombalgia e sua relação com risco de quedas. **Interfaces Científicas-Saúde e Ambiente**, v. 6, n. 2, pp. 33-42, 2018.

ARTÉRIAS, veias, nervos e vasos. **Membros Inferiores**, 30 maio 2014. Disponível em: <<http://mmienfermagem.blogspot.com/2014/05/fossa-poplitea-veias-popliteas-arteria.html>>. Acesso em: 15 jul. 2019.

BANKOFF, A. D. P. **Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2007.

BANKOFF, A. D. P. Biomechanical Characteristics of the Bone. 2007. In: **Semantic Scholar**. Disponível em: <<https://www.semanticscholar.org/paper/Biomechanical-Characteristics-of-the-Bone-Bankoff/c112b227862eca14fca219c4ce4b49420c46af6c>>. Acesso em: 07 jul. 2019.

BANKOFF, A. D. P. Biomechanical characteristics of the bone. In: Human Musculoskeletal Biomechanics. **InTech**, 2012. Disponível em: <http://cdn.intechopen.com/pdfs/21043/InTech-Biomechanical_characteristics_of_the_bone.pdf>. Acesso em: 11 jul. 2019.

BIOMECHANICS of skeletal muscle. **Canvas**. Disponível em: <<https://a1009-59524948.cluster14.canvas-user->

content.com/courses/1009~405093/files/1009~59524948/course%20files/course_content/unit01/week%204/Structural%20factors%20-

%20Muscle%20fiber%20architecture?download=1&inline=1>. Acesso em: 07 jul. 2019.

BJERKLIE, D. High-tech olympians. **Technology Review**, 96(1), 1993, pp. 22–30.

PRINCIPAIS Movimentos Corporais. **Blog Fisio-sempre**, 18 jun. 2010. Disponível em: <<http://fisio-sempre.blogspot.com/2010/06/principais-movimentos-corporais.html>>.

Acesso em: 08 jul. 2019.

BODEN, B. P.; GRIFFIN, L. Y.; GARRETT, W. E. Etiology and prevention of noncontact ACL injury. **Physican and Sportsmedicine**, 28(4), 2000, pp. 53–60.

CORDEIRO, P. F. et al. Efeitos do treinamento de correr descalço em corredores. **Fisioterapia Brasil**, v. 19, n. 1, pp. 100-117, 2018.

CRUZ, A.; OLIVEIRA, E. M. de; MELO, S. I. L. Análise biomecânica do equilíbrio do idoso. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, n. 2, pp. 96-99, 2010.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 2. ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2005.

DURÃO, C. H.; LUCAS, F. M. Interpretação das lesões ortopédicas dos ocupantes dos veículos na reconstrução forense dos acidentes de viação. **Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia**, v. 23, n. 4, pp. 298-309, 2015.

GREGERSON, H. N. Fractures of the Humerus from Muscular Violence. **Acta Orthop. Scand.**, 42, 1971, pp. 506-512.

GUIMARÃES, C. P. et al. Ergonomic project methodology applied to the development of throwing frames of brazilian paralympic athletes. **Brazilian Journal of Education, Technology and Society**, v. 11, n. 1, pp. 37-48, 2018.

GUIMARÃES, E. C. L. et al. Estudo da repetibilidade das variáveis espaço-temporais da marcha de indivíduos saudáveis. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, pp. 83-90, 2017.

HALL, S. J. **Basic biomechanics**. 6. ed. Nova Iorque: McGraw-Hill Humanities/Social Sciences/Languages, 2011.

HILL, A. V. **First and last experiments in muscle mechanics**. Inglaterra: Cambridge University Press, 1970.

HUBBARD, M.; ALAWAYS, L. W. Optimum release conditions for the new rules javelin. **International Journal of Sport Biomechanics**, 3, 1987, pp. 207–221.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

KLUTE, G. K.; KALLFELZ, C. F., CZERNIECKI, J. M. Mechanical properties of prosthetic limbs: Adapting to the patient. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 38, 2001, pp. 299–307.

KNUDSON, D. Fundamentals of biomechanics. **Springer Science & Business Media**, 2007.

KNUDSON, D.; MORRISON, C. **Qualitative analysis of human movement**. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002.

KONING, J. J. de; HOUDIJK, H.; DE GROOT, G.; BOBBERT, M. F. From biomechanical theory to application in top sports: The Klapskate story. **Journal of Biomechanics**, 33, 2000, pp. 1225–1229.

MARQUES, A. P. **Manual de goniometria**. Barueri: Manole, 1997.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

ROCHA, F. F. et al. O efeito das variáveis situacionais na efetividade do arremesso em jogos reduzidos de basquetebol. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 31, n. 2, pp. 447-455, 2018.

ROJO, J. R. et al. O mapeamento da produção do conhecimento sobre a corrida de rua em periódicos brasileiros. **Revista Corpoconsciência**, v. 22, n. 1, pp. 93-105, 2018.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. **Acta fisiátrica**, v. 3, n. 2, pp. 23-26, 1996.

SANFELICE, R. et al. Análise qualitativa dos fatores que levam à prática da corrida de rua. **RBPFEEX - Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 11, n. 64, pp. 83-88, 2017.

SANTOS, S. G. dos; DETANICO, D.; REIS, D. C. dos. Magnitudes de impacto e cinemática dos membros inferiores no arremesso em suspensão no handebol. **Rev. Bras. Cineantropom Desempenho Hum.**, v. 11, n. 3, pp. 326-333, 2009.

TORTORA, G. J.; GRABOWSKI, S. R. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia**. 6. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

VEDOVELLI, K. S. et al. Comparative analysis of treading during the gait among athletes of different sports. **Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício**, v. 16, n. 1, pp. 2-9, 2017.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009.

YAMASHITA, M. T. Uma breve análise da física da corrida de 100 metros rasos. **Revista da Biologia**, v. 11, n. 1, pp. 8-11, 2014.

ZATSIORKSY, V. M.; KRAEMER, W. J. **Science and practice of strength training**. 2. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2006.