

INTRODUÇÃO À ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO – DESCRIÇÃO E APLICAÇÃO DOS MÉTODOS BIOMECÂNICOS DE MEDIÇÃO

Amadio, A. C., Costa, P. H. L., Sacco, I. C. N., Serrão, J. C.,
Araujo, R. C., Mochizuki, L. e Duarte, M.

Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, Av. Prof.
Mello Moraes, 65, Cidade Universitária, CEP 05508-900, São Paulo, SP, Brasil, e-mail acamadio@usp.br

Recebido: 09/07/96 – Aceito: 10/07/98

RESUMO

A biomecânica é uma disciplina que, entre as ciências derivadas das ciências naturais, se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, de análises físicas de movimentos do corpo humano. Assim, através de suas áreas de conhecimento correlatas pode-se analisar as causas e fenômenos relacionados ao movimento humano. Levando-se em consideração cada uma das disciplinas que compõem seu espectro científico, a biomecânica é apresentada como uma ciência multidisciplinar para a investigação aplicada ao movimento humano. Essa estrutura se apresenta, devido à natureza de seus estudos, num domínio dinâmico do conhecimento científico no qual sempre se busca um novo aspecto e/ou explicações de fenômenos a partir de problemas interdisciplinares. O movimento humano é conceituado e considerado no presente trabalho como o objeto central de estudos nos quais são analisadas as causas e os efeitos produzidos em relação à biomecânica. Este estudo sobre o funcionamento físico de estruturas biológicas baseia-se principalmente em medidas experimentais que são metodologicamente apresentadas e discutidas com a preocupação fundamental de análise e interpretação do movimento humano. Contextualiza-se a dificuldade metodológica de acesso ao comportamento biomecânico de estruturas internas dos sistemas biológicos, devido a sua parametrização, em termos de variáveis biomecânicas internas, portanto torna-se extremamente dependente de medições externas ao corpo humano. Desta maneira ressalta-se que a biomecânica é um importante ramo de interação com áreas diversas aplicadas ao estudo do movimento humano. Destaca-se também a validade dos parâmetros biomecânicos para a análise do movimento na busca de sua otimização, não apenas no sentido de eficiência, mas ainda em relação a um processo de economia e controle da técnica de movimento. Apresenta-se também análise e discussão de resultados práticos de investigação biomecânica sobre aspectos de aplicação do movimento de locomoção humana, por tratar-se de uma classe de movimento muito comum no comportamento motor humano, e composta por movimentos integrados e complexos, donde se conclui genericamente sobre a importância e validade destes parâmetros biomecânicos para a análise do movimento humano.

Palavras-chave: biomecânica, análise do movimento humano, métodos de medição do movimento humano, locomoção, força reação do solo.

ABSTRACT

The biomechanics is a discipline among those which are part of the natural sciences, that concerns about physical analysis of the biological systems, and then, human body movements analysis. In this way, it could analyse the causes and events related to human movements through the biomechanics and its correlated areas. The biomechanics is a multidisciplinary science considering each discipline that is part of this extensive area concerned about movement investigation. Because of the nature of its investigation, this structure seems in a dynamic change of scientific knowledge to reach new aspects and new phenomenon explanations since interdisciplinary matters. The human movement is considered, in the present paper, as a central study object which causes and effects are analysed based on biomechanics. This study of physical functioning of the biological structures is based mostly on experimental measurement that are methodologically presented and discussed concerning the analysis and interpretation of the human movement. There are innumerable methodological difficulties to access the biomechanical behavior of the internal structures of biological systems, so its parametrization, based on internal biomechanical variables, becomes extremely dependent of external body measurements. In this way, it could be understood that the biomechanics is a important integrative matter among several areas related to human movement studies. It is also observed the biomechanical parameters validity related to the movement analysis optimization, not only related to the efficiency but also to the economy and motor control process of the movement techniques. And it is also presented an analysis and a discussion about the practical results of biomechanical investigation related to human locomotion, considering that this class of movements is very common and important in the human motor behavior, which includes complex and integrated movements. Since that, we conclude generically about the importance and validity of these biomechanical parameters to the analysis of human movement.

Key words: biomechanics, human movement analysis, measuring methods of human movement, locomotion, ground reaction force.

INTRODUÇÃO

A biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais que se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, incluindo aí análises físicas de movimentos do corpo humano. Trata-se de uma ciência derivada que tem por objetivo o estudo do movimento e apoia-se em dois fatos fundamentais: (a) a biomecânica apresenta claramente seu objeto de estudo, definindo assim sua estrutura de base do conhecimento; e (b) os resultados de investigações são obtidos através do uso de métodos científicos próprios, envolvendo todas as etapas do trabalho científico. Naturalmente, esses aspectos são amplamente dinâmicos e devem admitir avanços científicos que colaborem para o crescimento da própria biomecânica. Logo, não é suficiente a matéria de estudo estar definida; também é necessário que a biomecânica possua métodos de estudo próprios para que sejam aplicados na investigação do movimento. Seu atual desenvolvimento é expresso pelos novos procedimentos e técnicas de investigação, nas quais se reconhece a tendência crescente de combinar várias disciplinas científicas na análise do movimento. Nos últimos anos, o progresso dos métodos de medição, armazenamento e processamento de dados contribuiu enormemente para a análise do movimento. É claro que nenhuma disciplina se desenvolve por si mesma. Para a sua formação, a biomecânica recorre a um complexo de disciplinas científicas, observando-se uma estreita relação entre as necessidades e exigências da prática do movimento humano.

Em princípio, a estrutura funcional de um sistema biológico passa por um processo organizacional evolutivo de otimização, que se diferencia sensivelmente do caminho de aperfeiçoamento técnico do movimento. Ao contrário de um corpo rígido, a estrutura biológica do corpo humano permite a produção de força através da contração muscular, o que transforma o corpo num sistema independente, e assim acontece o movimento.

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados que está em equilíbrio estático ou dinâmico, no qual o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular (que provocam deslocamentos angulares dos segmentos) e por forças externas ao corpo. Assim, a biomecânica do movimento busca explicar, a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos, como as formas de movimento dos corpos de seres vivos acontecem na natureza.¹

Conhecimentos científicos possibilitaram o desenvolvimento de métodos para o estudo de fenômenos naturais, indispensáveis para a compreensão dos parâmetros que compõem o universo do movimento humano. Podemos, desta maneira, classificar a biomecânica de forma esquemática em biomecânica interna e externa. Essa divisão efetua-se segundo a determinação quantitativa ou qualitativa da força que atua sobre os corpos, considerando ainda a interação

do corpo com o meio onde o movimento acontece. A biomecânica externa ocupa-se das grandezas que podem ser observadas na periferia do corpo, como através da cinemetria e das forças externas. A biomecânica interna investiga as forças que têm sua origem dentro do corpo e que na maioria dos casos pressupõem conhecimento da biomecânica externa. Com relação à aplicação da biomecânica para análise e investigação de movimentos humanos, particularmente de movimentos esportivos, subdivide-se a biomecânica em duas áreas de estudo: biomecânica interna e biomecânica externa.

Gutewort² discute o estágio científico empírico-indutivo primário em que a biomecânica se fundamenta, devido ao fato de que nem todas as condições do processo de movimento são conhecidas, não podendo, portanto, ser experimentalmente denominadas. Para a sua evolução torna-se necessário que os processos teórico-dedutivos sejam mais desenvolvidos e aplicados no futuro.

Segundo critérios teórico-metodológicos, ou até segundo outros critérios empíricos, a classificação dos movimentos caracteriza o próprio desenvolvimento dessa ciência. Quando o objeto de estudo é o movimento esportivo, deve-se considerar a natureza complexa dos multielementos que interferem na sua composição e que influenciam no comportamento e no rendimento do movimento. Deste modo procura-se definir através de métodos e princípios biomecânicos os parâmetros que caracterizam a estrutura técnica fundamental do movimento humano.

Na área de análise do movimento esportivo, o comportamento da sobrecarga articular e os efeitos dos mecanismos motores no processo de aprendizagem são exemplos de áreas do conhecimento que se relacionam com a diagnose no esporte. A biomecânica do esporte dedica-se ao estudo do corpo humano no desenvolvimento de atividades esportivas, caracterizando e otimizando técnicas de movimento.

O relacionamento entre as variáveis do movimento faz-se presente, na prática, através da real interdependência entre os dois parâmetros (qualitativo e quantitativo), dada a natureza da tarefa de movimento a ser realizada. Distintos tipos de relacionamento com participação de maior ou menor grau dos parâmetros estruturais para cada tarefa de movimento podem ser encontrados, e quanto maior a interdependência tanto mais avançado é o processo de especialização e maturidade do movimento. Muito raramente encontram-se tarefas de movimento de interesse para o estudo em que não exista interdependência alguma entre estes parâmetros: quanto maior a interdependência, maior é a possibilidade de entendermos a estrutura de movimento na sua concepção mais complexa. No processo de investigação do movimento em biomecânica, busca-se a definição de um método para a orientação da análise experimental. Este procedimento poderá envolver uma ou um conjunto de técnicas que permitirão o esclarecimento de problemas na estrutura da investigação. Assim, o primeiro passo é o estabelecimento de

objetivos para o desenvolvimento da análise do movimento humano.

Outro aspecto muito importante em estudos biomecânicos é o desenvolvimento de uma ampla base de dados relativa a informações acerca do movimento humano. A possibilidade de intensificar as interpretações estatísticas de modelos biomecânicos depende, em primeiro lugar, da expansão dos parâmetros e das variáveis do movimento, obtidas através de estudos experimentais, e de outros registros de testes em biomecânica.

Portanto, através da biomecânica e de suas áreas de conhecimento correlatas são analisadas as causas e os fenômenos do movimento, mas para entender melhor a complexidade do movimento humano e explicar suas causas é necessário que outros aspectos da análise multidisciplinar sejam também considerados, ou seja, além da biomecânica, fazem parte desse campo de estudo e de pesquisa outras importantes disciplinas, como a antropometria, a neurofisiologia, a fisiologia geral, a bioquímica, o ensino do movimento, a psicologia, a física (mecânica), a matemática, a eletrônica – instrumentação e processamento de sinais etc.

Outro aspecto a ser discutido são os limites ou fronteiras entre as disciplinas científicas. Trata-se de uma prática de alguma forma artificial, pois na realidade sempre existem domínios de sobreposição. Esse dilema é típico de todas as ciências e ainda pertence à estrutura dinâmica de progresso do conhecimento científico, em que sempre se busca, a partir da sobreposição, um novo aspecto e ou explicações de fenômenos partindo de problemas interdisciplinares. Portanto, contextualizamos a biomecânica no domínio científico metodológico para análise do movimento humano e interpretamos resultados de análise da locomoção, por tratar-se de uma classe de movimento muito comum no comportamento motor humano e composto por movimentos complexos.

MÉTODOS DE MEDIÇÃO

O movimento humano é o objeto central de estudos em educação física e esportes, tendo por objetivo analisar suas causas e os efeitos produzidos em relação à biomecânica e às demais áreas de estudos que compõem esta multidisciplinar interdependência no estudo do movimento humano. Para a investigação de um movimento em biomecânica, torna-se necessário, pela sua complexidade estrutural, a aplicação simultânea de métodos de mensuração nas diversas áreas do conhecimento da ciência. Chamamos esse procedimento de “*complexa investigação*” do movimento, envolvendo todos os métodos de pesquisa em biomecânica.^{4,5} Os métodos a serem aplicados são determinados pelas variáveis que serão alvo da análise desse movimento; por exemplo, combinações simultâneas e sincronizadas de procedimentos cinemáticos e dinâmicos são comuns e necessários para a interpretação de um movimento.

Todo estudo biomecânico depende da determinação de grandezas mecânicas (qualitativas ou quantitativas), que podem ser interpretadas como propriedades do corpo humano (em análise comportamental) ou mesmo entendidas no processo de desenvolvimento como sendo passíveis de alterações. Dessa forma, os métodos de medição de grandezas físicas aplicadas ao corpo humano são essenciais para o estudo, tanto na biomecânica externa quanto na biomecânica interna.

Medir uma grandeza física significa estabelecer uma relação entre esta e uma grandeza-unidade de mesma natureza. Metodologicamente, no desenvolvimento de um processo de medição invariavelmente incorre-se em erros que necessitam ser controlados. Inicialmente, classificam-se os erros segundo sua natureza: *erro estático* (erro de leitura, sensibilidade, reprodutibilidade etc.) e *erro dinâmico* (considerando-se a relação entre frequência própria do movimento e frequência de registro). Outro fator de erro pode ocorrer em função de o sistema de medição nem sempre acompanhar a rápida modificação das grandezas a serem medidas. Há, ainda, a interpretação dos erros de medida segundo suas causas: (a) *erro sistemático* – erros de escala ou função do aparelho (deve-se corrigi-lo quando conhecido, ou estimá-lo de forma geral, e, assim, buscar a correção do resultado através da determinação de fatores de correção que permitirão a redução de tais erros); (b) *erro ocasional* – erros imprevistos por erros pessoais na regulagem dos aparelhos, leitura de escalas ou ainda alterações na energia, voltagem ou temperatura do ambiente (elimina-se esse erro repetindo-se a medição e mencionando essa incerteza ou erro no trabalho); e (c) *erro absoluto e erro relativo* (forma de representação da incerteza de medida considerando-se a diferença entre valor de medida e valor real da grandeza física, expresso na unidade original da grandeza e/ou em porcentagem relativa ao desvio).

Padronizar procedimentos de medida em biomecânica torna-se uma tarefa difícil, pois o processo de coleta, armazenamento e digitação de dados depende muito dos avanços tecnológicos e de mudanças que têm ocorrido, impedindo que se tracem técnicas definitivas. Essas mudanças ocorrem tanto na pesquisa básica do desenvolvimento de equipamentos e materiais quanto nas aplicações da biomecânica.

Classificação dos Métodos de Medição

Genericamente, os métodos utilizados em biomecânica podem ser classificados nas seguintes categorias: (a) *teórico-dedutivos ou determinísticos*, baseados somente em leis físicas e relações matemáticas (relações causais); (b) *empírico-indutivos ou indeterminísticos*, baseados em relações estatísticas (relações formais) e relações experimentais; e ainda (c) os *métodos combinados*, que tentam conjugar os dois anteriores, em função do problema científico a ser tratado.

Os métodos de medição em biomecânica são classificados nas seguintes categorias: (a) *Procedimentos Mecâ-*

nicos – observações de grandezas por observação direta e que não se alteram muita rapidamente. (b) *Procedimentos Eletrônicos* – grandezas mecânicas são transformadas em elétricas, facilitando a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo e daí se adaptando ao processamento de dados, permitindo desta maneira medições dinâmicas. (c) *Procedimentos Ópticos-eletrônicos* (processamento de imagens) – representação óptica e geométrica do objeto a ser analisado. Neste caso, as análises e medições são feitas no modelo, ou seja, são procedimentos indiretos uma vez que a análise é realizada no modelo representado.

Quanto aos métodos de medição em biomecânica, os que representam todo o suporte de desenvolvimento e evolução da ciência particularmente em biomecânica do esporte são: (a) *simulação e otimização computacional da técnica de movimento*; (b) *comando e controle da técnica de movimento por computação*; (c) *análise da sobrecarga do aparelho locomotor*.

A partir da contextualização da biomecânica interna, observamos que esta se preocupa com as forças internas, ou seja, forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo, tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Elas estão intimamente relacionadas com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas exercidas pelo aparelho locomotor, representadas pelo stress (o estímulo mecânico necessário ao desenvolvimento e crescimento das estruturas do corpo). O conhecimento destas forças internas tem aplicações no estudo clínico da marcha patológica originada por anomalia muscular, transplante de tendão ou amputação de membros; no aperfeiçoamento da técnica de movimento, assim como na determinação de cargas excessivas durante as atividades físicas em esportes de alto nível ou em atividades laboriosas no cotidiano. A determinação das forças internas dos músculos e das articulações ainda é um problema não resolvido na biomecânica, mas seguramente constitui a base fundamental para melhor compreensão de critérios de controle do movimento.³

O estudo sobre o funcionamento físico de estruturas biológicas tem se baseado principalmente em medidas experimentais. Devido à dificuldade metodológica de acesso ao comportamento biomecânico de estruturas internas dos sistemas biológicos, a sua parametrização em termos de variáveis biomecânicas internas se torna extremamente dependente de medições externas ao organismo, ou seja, variáveis que possam ser observadas exteriormente ou obtidas através de equações de aproximação. Sob esse ângulo, a biomecânica é um ramo de grande interação com áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento, em especial ao estudo do corpo humano, como a Educação Física, a Medicina, a Fisioterapia, a Terapia Ocupacional, a Engenharia e a Física.

Por se tratar de uma disciplina com alta dependência de resultados experimentais, é premente que a biomecânica apresente grande preocupação nos seus métodos de medição. Somente desta forma é possível buscar medidas e métodos

de medição mais acurados e precisos para a modelagem do movimento humano. Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são cinemática, dinamometria, antropometria e eletromiografia.^{4,5,6} Utilizando esses métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo **humano**, como descrito na Figura 1.

A **cinemática** consiste num conjunto de métodos que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é, posição, orientação, velocidade e aceleração. O instrumento básico para medidas cinemáticas é baseado em câmeras de vídeo que registram a imagem do movimento e então, através de software específico, são calculadas as variáveis cinemáticas de interesse. Existem ainda outros métodos para o processamento de grandezas cinemáticas. Entre eles se destacam os métodos de medição direta utilizados para: (a) *medidas de tempo*, utilizando-se cronômetros para a base de tempo. (b) *medidas de ângulos*, utilizando-se goniômetros para a determinação da posição de segmentos com origem em eixos articulares, (c) *medidas de aceleração*, utilizando-se acelerômetros que são transdutores que medem a quantidade de movimento pela posição de uma massa em deslocamento. Ainda através da fotografia, da cinematografia e da cronofotografia, podemos registrar a imagem para processamento de variáveis cinemáticas. Todos esses procedimentos necessitam de lentes e outros instrumentos ópticos para garantir a qualidade da imagem, e requerem cuidados como a distância do objeto à lente e seu tamanho, e regulagem da abertura do foco. Para a reconstrução de coordenadas do objeto a partir da imagem registrada, utilizam-se modelos em que são necessárias, além de referências geométricas e posições relativas das partes do corpo em função do tempo, também informações sobre as dimensões corporais, obtidas através de dispositivos classificados nos modelos antropométricos.⁷

Para o processamento da imagem são utilizadas câmeras, baseadas em películas fotoquímicas ou fotoelétricas, que possuam recurso de registro de seqüências de sinais elétricos numa base de tempo conhecida e que armazenem o registro em fitas magnéticas, o que caracteriza a videografia. Assim, genericamente, classificam-se os sistemas em: (a) *Dispositivos convencionais com avaliação manual* – sistemas de câmeras cinematográficas e fotográficas, em que, após a revelação dos filmes, a avaliação é manual. (b) *Dispositivos eletrônicos com avaliação manual* – sistema de vídeo em que uma camada sensível à luz capta a imagem que é transformada em impulsos elétricos e suas coordenadas são armazenadas numa placa ou fita magnética. (c) *Dispositivos eletrônicos com avaliação automática* – sistema óptico-eletrônicos em que as coordenadas das imagens são indentificadas e digitalizadas automaticamente e com imediata obtenção das coordenadas desejadas. Os pontos cujas coordenadas são de interesse podem ser marcas ativas, como fontes de luz, ou passivas, como refletores de luz.⁸

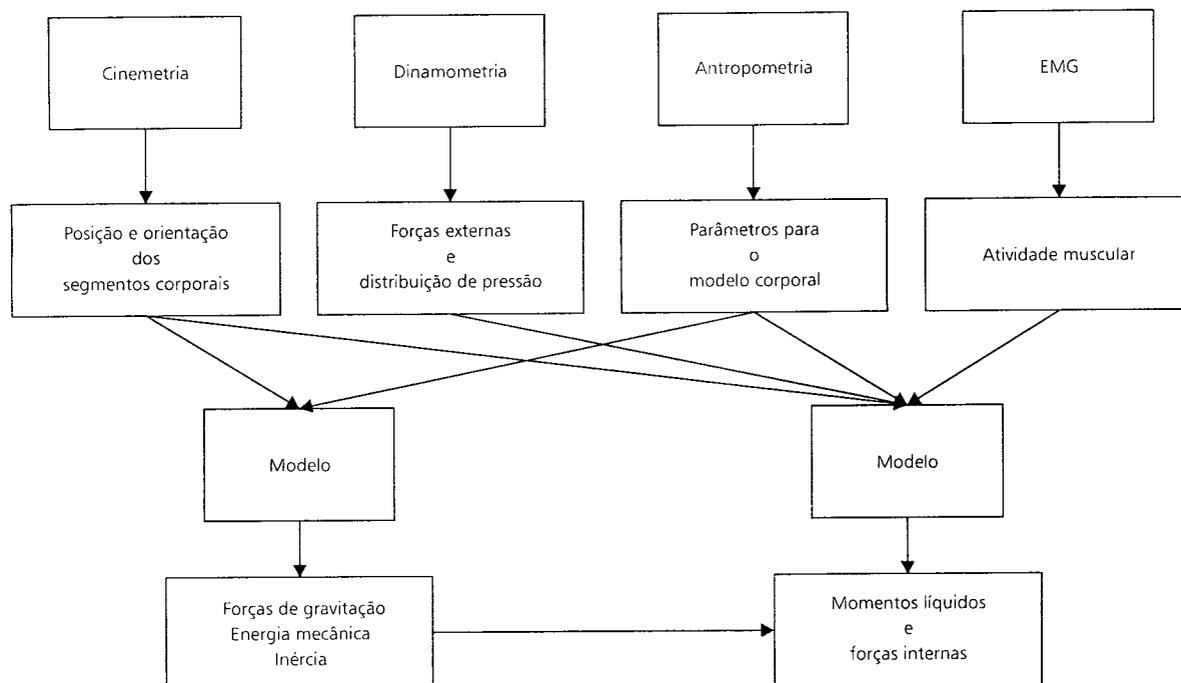


Figura 1. Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano segundo Baumann.⁶

Ainda sobre a reconstrução de imagens com o propósito de recuperar a imagem plana do filme em coordenadas espaciais, um dos métodos é o DLT (Direct Linear Transformation),⁹ que não exige câmeras métricas (aquelas que possuem os parâmetros de orientação interna conhecidos). Parâmetros internos e externos podem ser recuperados analiticamente, isto é, as coordenadas (x,y,z) determinam a projeção da câmera: 2 ângulos determinam a direção das câmeras e 1 ângulo determina a direção de um feixe de raios provenientes de um objeto no espaço. São duas câmeras que focalizam um mínimo de 6 pontos de referência, com coordenadas espaciais conhecidas, não coplanares e que devem envolver todo o espaço a ser ocupado pelo objeto. Usa-se, portanto, um "sistema de referência espacial", ou calibrador, de dimensões conhecidas, para realizar a calibragem das câmeras. Através de rotinas fotogramétricas é possível corrigir as necessidades de reconstrução para a determinação das coordenadas espaciais.

O método utiliza 11 coeficientes, determinantes de orientações internas e externas para o sistema câmera-objeto, e novas referências são obtidas a partir dos 6 pontos de referência (calibrador), cujas coordenadas (x,y,z) são conhecidas. Logo são 12 equações, 2 para cada ponto, referentes à orientação das 2 câmeras, portanto teremos 22 coeficientes. Assim, utilizando-se software específico, estas coordenadas digitalizadas podem ser transformadas em coordenadas do espaço euclidiano real, corrigindo-se as distorções provocadas pela(s) câmera(s) ou a projeção planar do movimento pelo método da transformação linear direta, DLT, cujas etapas estão metodologicamente descritas na Figura 2.

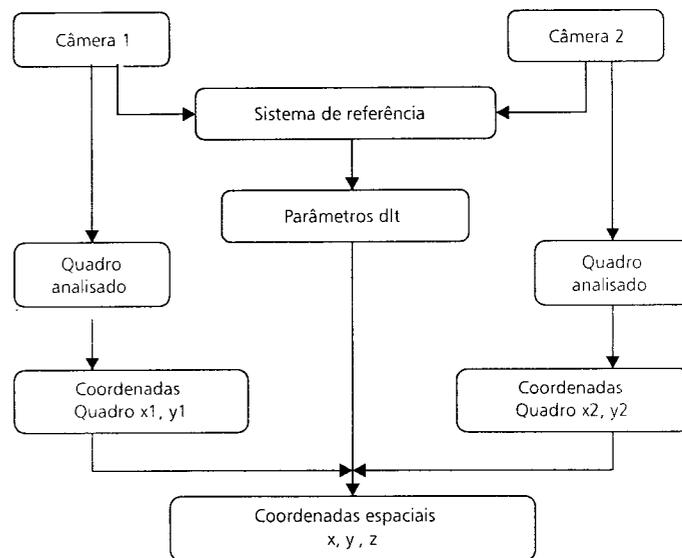


Figura 2. Etapas para determinação de coordenadas tridimensionais segundo o método DLT. Adaptado de Amadio.⁵

Essas coordenadas reais podem ser então utilizadas para o cálculo da velocidade e aceleração, o que é feito pela diferenciação numérica dos dados. A diferenciação de dados experimentais em biomecânica tem enfrentado grandes dificuldades devido ao ruído destes dados. A literatura científica tende para o uso de rotinas matemáticas específicas para redução de ruídos, por exemplo através do uso da rotina matemática *spline quíntica*.¹⁰

A **dinamometria** engloba todos os tipos de medidas de força (e pressão).^{4,5,6} As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. De particular interesse são as forças de reação do solo transmitidas na fase de apoio em atividades quase-estáticas ou dinâmicas. Juntamente com a constante peso corporal, essas forças de reação do solo são, geralmente, a causa de qualquer alteração do movimento do centro de gravidade. O instrumento básico em dinamometria é a plataforma de força, que mede a força de reação do solo e o ponto de aplicação desta força. A dinamometria mede a ação deformadora da força sobre os corpos através de um método direto onde se determinam as forças externas que são pré-requisitos necessários para o cálculo das forças internas (força muscular, força ligamentar e forças articulares).

Por outro lado, a **antropometria** se preocupa em determinar características e propriedades do aparelho locomotor, como as dimensões das formas geométricas de segmentos, distribuição de massa, braços de alavanca, posições articulares etc., definindo então um modelo antropométrico contendo parâmetros necessários à construção de um modelo biomecânico da estrutura analisada. Algumas das variáveis que podem ser calculadas são: (a) *propriedades do biomaterial* – resistência dos componentes do aparelho locomotor, elasticidade, deformação e limite de ruptura; (b) *cinéticas* – momento de inércia de segmentos corporais; (c) *centro de rotação articular, origem e inserção muscular, comprimento e área de secção transversa muscular, braços de alavanca da musculatura*.

Densidade, distribuição de massa corporal, propriedades inerciais, centro de gravidade, momento de inércia são características antropométricas a partir das quais a maioria dos dados são determinados a partir de *estudos cadavéricos*. Os métodos analíticos são os mais utilizados, caracterizando-se por modelos do corpo baseados em dados antropométricos do indivíduo, portanto medida direta, *in vivo*. Assim, os métodos analítico-matemáticos como de Hanavan¹¹ realizam simplificações em função do modelo físico-matemático, bem como permitem interpretações dos dados de maneira controlada e segura quanto à aproximação estatística.

Finalmente, há a **eletromiografia**, que se caracteriza pelo registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares. Diferentemente dos métodos acima mencionados, que determinam propriedades mecânicas, a eletromiografia indica o estímulo neural para o sistema muscular. Como um parâmetro de controle, a eletromiografia é muito importante para a modelagem do sistema dinâmico neuro-músculo-esquelético. O resultado básico é o padrão temporal dos diferentes grupos musculares sinérgicos ativos no movimento observado.

Portanto, por meio da eletromiografia determina-se de maneira direta a atividade muscular voluntária através do potencial de ação muscular. A inervação muscular transmite os potenciais cuja atividade elétrica média pode ser

detectada por eletrodos colocados na superfície da pele sobreposta ao músculo, e daí observa-se o início e o fim da ação muscular em movimentos, posturas, ou seja, o padrão temporal dessa inervação/ativação.^{5,6} Esses sinais coletados podem ser influenciados, entre outros fatores, pela velocidade de encurtamento e alongamento muscular, grau de tensão, fadiga e atividade reflexa. Depois de esses sinais eletromiográficos serem amplificados, podem ser processados para comparação ou correlação com outros sinais eletrofisiológicos ou grandezas biomecânicas. Segundo Winter,⁴ o motivo para monitorar o potencial de ação muscular é poder relacioná-lo com algumas medidas da função muscular, como tensão, força, estado de fadiga e, conseqüentemente, o metabolismo muscular e recrutamento de elementos contráteis, entre outros parâmetros.

Considerações sobre Modelos na Determinação de Forças Internas

O desenvolvimento de um modelo mecânico para a estrutura biológica do corpo humano ou de seus segmentos, com o objetivo de determinar parâmetros internos desta estrutura (forças musculares, por exemplo) em situação dinâmica ou estática, é altamente complexo, devido à intrincada natureza do fenômeno a ser modelado. Então, o modelo utilizado para a descrição deste fenômeno, que seria por demais complexo, é simplificado, podendo comprometer a exatidão ou resolução de parâmetros da mecânica.¹² Segundo Chao,³ os segmentos dos membros do corpo humano podem ser imaginados como pêndulos compostos com muitos graus de liberdade. Porém, a geometria anatômica complexa e a falta de total conhecimento da teoria de controle neuromuscular tornam o equacionamento e análise da atividade humana um desafio para biomecânica moderna. O desenvolvimento de modernas técnicas para quantificar o movimento humano e a computação têm proporcionado análises e modelamentos mais completos. No entanto, em geral, a biomecânica ainda é uma ciência fenomenológica, restrita à descrição do movimento observado e das forças envolvidas.

Embora o modelo mecânico em questão seja regido pelas mesmas leis físicas, a abordagem e considerações na biomecânica, tais como simplificações e condições de contorno, e a determinação dos parâmetros experimentais de entrada mencionados anteriormente diferenciam bastante a metodologia utilizada, se comparada à utilizada em Ciências Exatas. A Figura 3 apresenta um modelo de segmento inferior para a determinação de forças internas a partir de dados da cinemática e da dinâmica, conforme proposto por Baumann e Stucke.¹³

A discussão de dois pontos importantes pode colaborar na escolha dos métodos de medidas biomecânicas: o objetivo da medição e qualidades do processo de medição. Winter⁴ destaca os seguintes critérios de avaliação dentro dos processos de medição em biomecânica: medida livre

de efeito retroativo e precisão da medida. Na biomecânica, a medição direta dos parâmetros de movimento descritos e analisados é muito limitada. Essa limitação é determinada pela estrutura biológica complexa do corpo humano, pela técnica dinâmica do movimento e pelas possibilidades técnicas dos aparelhos de medição. Por esses motivos, a grande maioria das determinações baseia-se em modelos físico-matemáticos dos parâmetros de movimento utilizando medidas indiretas.

A formulação de modelos físico-matemáticos é atualmente uma das principais tarefas da biomecânica. Cada simulação do movimento é uma simplificação esquemática do movimento complexo. Os modelos biomecânicos da musculatura esquelética ainda representam um desafio para a biomecânica. Forças e momentos de inércia, assim como forças articulares, não podem ser medidos diretamente, o que dificulta enormemente a sua determinação. Os inúmeros músculos e tendões que tomam parte em um movimento dificultam ainda mais a solução do problema, porque há um número maior de elementos desconhecidos em relação ao número de equações. Uma redução deste problema poderia ser alcançada através de dados obtidos por eletromiografia ou com a ajuda de outros métodos de medição, diminuindo assim o número de elementos desconhecidos.

O desenvolvimento de modelos para a análise do movimento, particularmente da sobrecarga articular nos movimentos, requer uma adaptação do sistema anatômico através de investigações comparativas, dependendo de suas funções em relação ao segmento analisado. Análises segundo um modelo exigem um cuidadoso resumo dos dados e interpre-

tação, devido aos diversos fatores que influenciam este rendimento. Por isso é preciso que modelos mais realísticos, relacionados ao movimento humano, sejam desenvolvidos, para que as equações do movimento entrem em concordância com os modelos utilizados.

A partir de modelo de cálculo utilizamos os momentos de rotação nas articulações e, com base nesta relação, determinamos o momento da força muscular e também a força articular, baseados na teoria de que o “momento da força externa” é compensado através do “momento das forças internas”. Assim:

Momento das forças externas = Momento das forças internas

A origem destes momentos articulares baseia-se no princípio mecânico da conservação de movimento que nos permite formular:

$$\Sigma \text{ Momentos de rotação externa} + \Sigma \text{ Momentos de rotação interna} = \text{Zero}$$

Assim,

Σ Momentos de rotação interna + Momento articular = Zero

Logo a força articular transferida da articulação distal para a proximal será determinada por:

$$\Sigma \text{ Forças externas} + \Sigma \text{ Forças musculares} + \Sigma \text{ Forças ligamentos} = \text{Força articular}$$

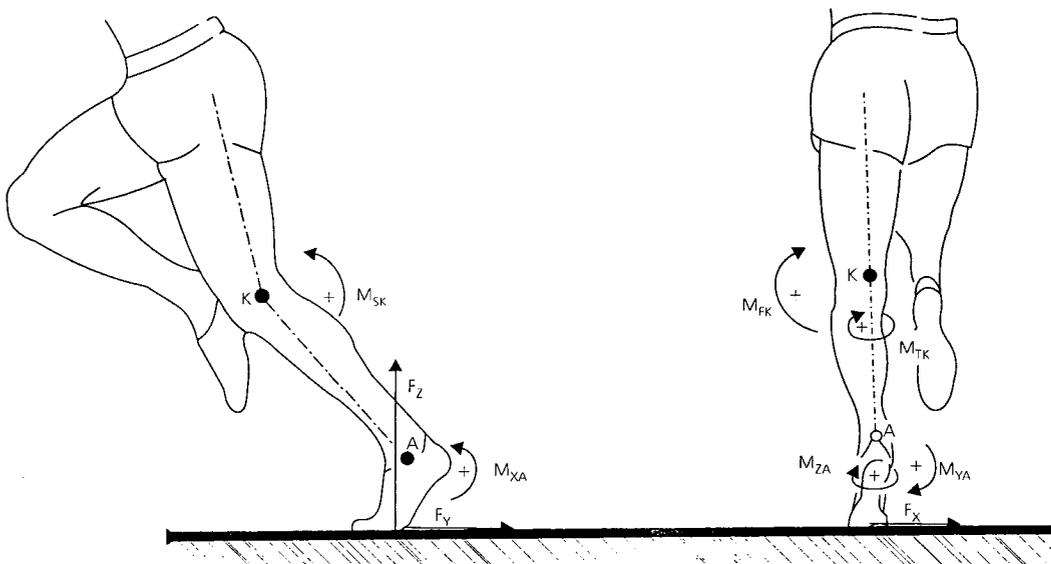


Figura 3. Modelo de segmento inferior para a determinação de forças internas a partir de dados da cinemática e da dinâmica. Adaptado de Baumann & Stucke.¹³

As forças externas e internas que agem na articulação do tornozelo e do joelho indicam as seguintes equações, no plano sagital, para o cálculo da grandeza da sobrecarga da articulação:

$$\Sigma Ff = B - (-mf * r) - (mf * g) + MF + GF = 0$$

$$\Sigma Fu = B - (-mf * r) - (mu * r) + MF - (mf * g) - (mu * g) + GF = 0$$

em que:

$\Sigma Ff, \Sigma Fu$: soma das forças que agem sobre pé e perna, respectivamente

B: força de reação do solo

mf * r; mu * r: força de inércia do pé e perna, respectivamente

mf * g; mu * g: (força peso do pé e perna, respectivamente)

MF: força muscular

GF: força articular

As pesquisas em biomecânica ainda são carentes de padronizações metodológicas, assim como são incompletos os modelos utilizados para a formação de teorias com explicação causal do movimento. Desta forma, fica restrita a possibilidade de comparações entre resultados de diversos autores e ainda há o risco de utilização de modelos físico-matemáticos não adaptados às características do movimento em estudo. Entretanto, com o acelerado desenvolvimento da ciência e da tecnologia, particularmente na microeletrônica, criou-se uma situação em que sempre surgem novas possibilidades e opções de procedimentos na elaboração e operação de dados. Estas instruções estão sendo utilizadas

em biomecânica, colaborando, assim, para o progresso, modernização e automatização, sendo um grande auxílio na análise científica do movimento humano.

Aplicação Prática – Biomecânica da Locomoção Humana

Ilustrando o presente trabalho são mostrados alguns resultados práticos de investigação biomecânica, em que se procurou desenvolver uma análise de movimento, discutindo-se aspectos relacionados à complexa investigação do movimento humano. Apresentamos uma discussão sobre aspectos selecionados da locomoção humana, classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano, composta por movimentos integrados e complexos de seus segmentos.

Locomoção é toda ação que move o corpo de um animal através do espaço aéreo, aquático ou terrestre.¹⁴ Ela é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular, articular) e forças externas (inercial, gravitacional, friccional etc.). Embora duas pessoas não possam se locomover de maneira idêntica, existem certas características da locomoção que são universais, e estes pontos similares servem como base para a descrição cinemática, eletromiográfica e dinâmica da marcha. Existem parâmetros biomecânicos que podem nos indicar as causas de tal movimento, como os padrões de contrações musculares pela eletromiografia, cálculos de momentos de força e potência. Pode-se calcular ainda os efeitos que esse movimento provocou no meio ou no aparelho locomotor, tais como variáveis cinemáticas, comprimento e cadência da passada, e a força reação do solo.¹⁵ A Figura 4 mostra as curvas da função força \times tempo para andar, corrida lenta e corrida rápida considerando-se as componentes horizontal (F_x) e vertical (F_z).

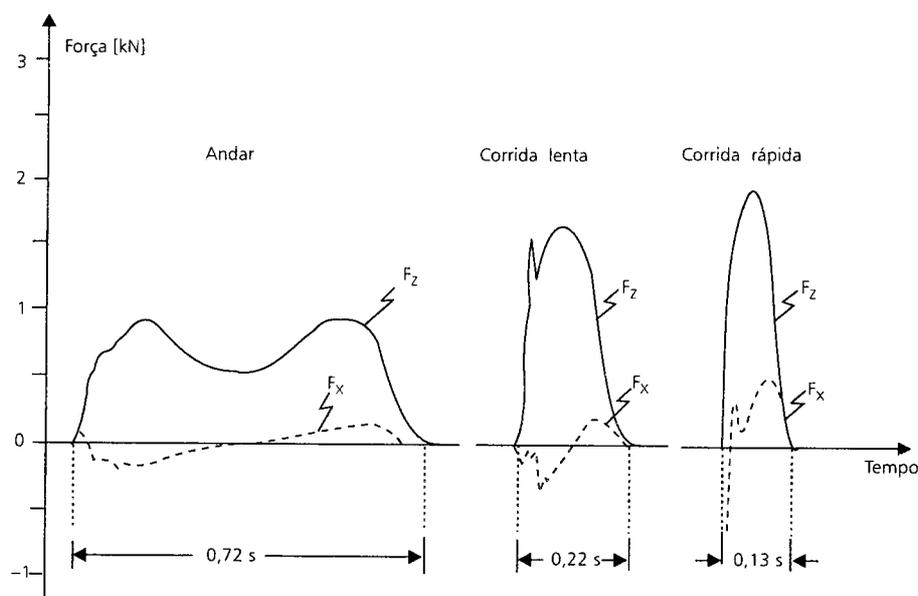


Figura 4. Curvas da função força \times tempo para andar, corrida lenta e corrida rápida considerando-se as componentes horizontal (F_x) e vertical (F_z). Modificado de Schwartz, Gross & Baumann, citados em Willimczick.¹⁶

Dentre os estudos biomecânicos que buscam descrever indicadores do comportamento das variáveis dinâmicas durante a marcha, tem-se usado muito a força reação do solo como componente descritiva primária, que indica a sobrecarga no aparelho locomotor durante a fase de apoio, pois ela reflete a somatória dos produtos da aceleração da massa de todos os segmentos do corpo.¹⁵

Esta variável biomecânica mostrou ter um comportamento padrão constante e repetitivo, independente das condições do solo, idade dos sujeitos ou velocidade da marcha. Esse padrão apresenta determinadas características que podem ser alteradas devido a condições ambientais ou do sujeito, como a presença de uma patologia, por exemplo sua forma geral, porém é constante e regular,¹⁷ como mostrado na Figura 5. A curva apresenta basicamente dois picos de força máxima: o primeiro referente ao ataque do calcanhar no solo e o segundo referente à propulsão do antepé à frente, como ilustra a figura a seguir. O valor destes picos varia entre 0,5 e 1,5 vez o peso corporal, e tem uma dependência direta da velocidade do movimento. Também apresenta, entre estes picos de força, uma redução da força vertical máxima para uma força mínima em função da distribuição da força em uma área maior de contato (todo o pé) durante a fase de apoio total, e também em função da eficiência do movimento da perna livre.

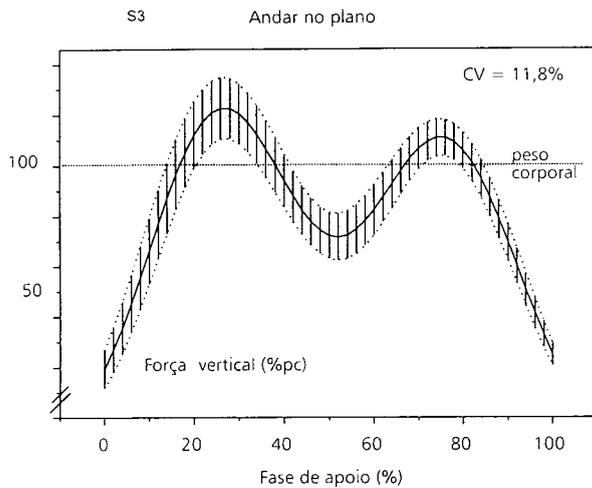


Figura 5. Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (F_z) da força reação do solo durante o andar. Adaptado de Lobo da Costa e Amadio.¹⁷

Como medida da variabilidade total dos perfis médios para todas as tentativas de um indivíduo tem-se utilizado o coeficiente de variabilidade (CV), que pode ser calculado segundo Winter¹⁵ e representa os desvios-padrão ao longo do período de apoio como porcentagem da curva média.

De maneira geral, o comportamento motor apresentado por uma criança, adulto ou idoso é o resultado de uma interação de diversos fatores que compõem os diversos do-

mínios do comportamento humano. Assim, à medida que uma criança cresce e se desenvolve, as modificações somáticas quantitativas em conjunto com os processos de diferenciação estrutural produzem uma resposta típica para o andar, que representa um padrão motor característico de cada grupo etário. Conseqüentemente, as características biomecânicas do padrão do andar podem ser descritas a partir de uma perspectiva ontogênica.

Analisando a curva da força reação do solo e suas componentes em diferentes estágios do desenvolvimento humano, verifica-se que há algumas diferenças significativas nestes valores, muito embora o padrão da curva permaneça constante.

Bernstein¹⁸ descreve o comportamento da força de reação do solo, tanto vertical quanto horizontal, em crianças de 2 a 5 anos. Sua pressuposição básica é de que as componentes verticais refletem o esforço do organismo para mover-se contra a ação da gravidade, enquanto a atividade muscular coordenada pode ser principalmente interpretada a partir das curvas longitudinais. Assim, ocorre um gradual ajuste na magnitude das curvas dinâmicas e o desenvolvimento completo destas componentes do andar já está presente por volta do quinto ano de vida.

Uma característica da curva da força reação do solo, observada em idosos e demonstrada por Serrão & Amadio,¹⁹ diz respeito à ocorrência de uma menor redução do primeiro pico da força vertical para a força mínima. Esse fato está diretamente relacionado com a técnica do movimento quanto à variação angular da perna livre, diminuindo o momento inercial de rotação do membro inferior e, conseqüentemente, diminuindo a redução desta força vertical máxima. Isto implica a redução das cargas a que o aparelho locomotor está exposto. A Figura 6 mostra a relação força \times tempo para as forças verticais de reação do solo no andar e no correr de um idoso calçado com sapatos tipo tênis e descalço.¹⁹

Assim, pode-se resumir as alterações no padrão da curva da força reação do solo em função do aumento da idade em: aumento do intervalo de duplo apoio (parâmetro temporal) e diminuição da taxa de redução do primeiro pico da força vertical. Essas alterações podem ser consideradas como compensações para as perturbadas condições de equilíbrio do idoso no sentido de recuperar a estabilidade na locomoção, isto é, existe a diminuição da eficiência do sistema sensorial, além de perdas ósseas e musculares, que acentua as condições de instabilidade.

Através da análise do comportamento dinâmico do andar são obtidas muitas informações acerca desta importante habilidade. Assim como todos os movimentos, o andar pode ser retratado, quanto à força de reação do solo, em três componentes espaciais: uma vertical e duas horizontais (médio-lateral e antero-posterior). Dentre essas três componentes, a vertical se destaca por sua magnitude, figurando como uma das principais influenciadoras da sobrecarga do aparelho locomotor.⁵

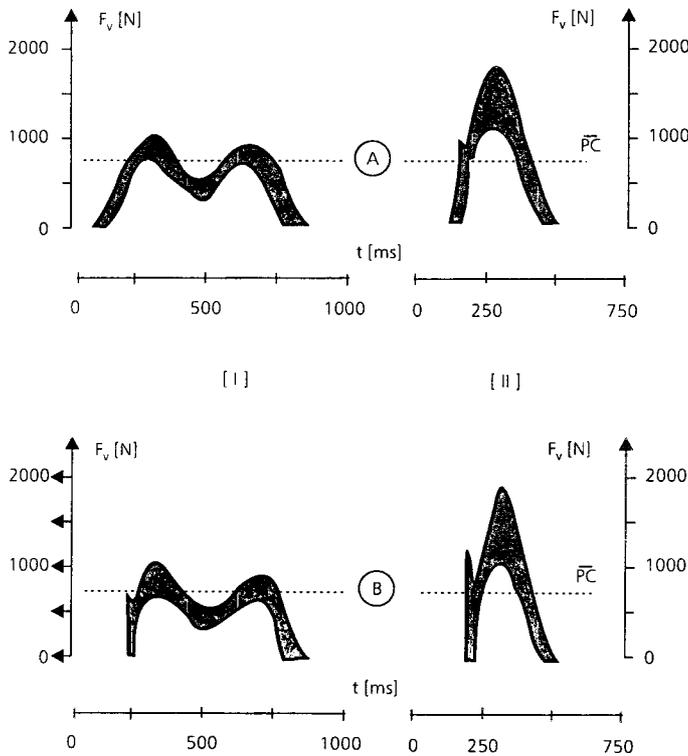


Figura 6. Relação força \times tempo para as forças verticais de reação do solo no andar ($v = 1,4$ m/s) (I) e correr ($v = 2,4$ m/s) (II) com um idoso calçado com sapatos tipo tênis (a) e descalço (b), para FPA (68,2 anos, 68,0 kg, 167,2 cm, $n = 6$), \overline{PC} = peso corporal. Adaptado de Serrão & Amadio.¹⁹

Entre os descritores do andar mais comumente mensurados estão os parâmetros temporais. Alterações nos fatores temporais básicos para o andar têm sido descritas em função de manipulações na velocidade de deslocamento ou diferenças na estatura dos sujeitos.^{20, 21}

Cada fase do andar é realizada através de uma série de funções músculo-esqueléticas, combinadas de acordo com objetivos específicos de progressão. Em seu conjunto, essas funções podem ser: sustentação da parte superior do corpo (prevenindo colapso do membro inferior durante o apoio), manutenção da postura ereta e equilíbrio do corpo todo, controle da trajetória do pé (para garantir uma passagem segura sobre o chão e um contato inicial suave), geração de energia mecânica (para manter a velocidade de deslocamento ou incrementá-la) e absorção de energia mecânica (para o controle de choque e da estabilidade; ou para redução da velocidade de deslocamento).¹⁵

O andar pode ser considerado o maior desafio vencido pela criança ao longo de seu desenvolvimento motor.¹⁵ As dificuldades geradas pela altura do centro de gravidade e pela condição de apoio sobre um pé enquanto ocorre o balanço da perna livre têm por consequência um longo período de amadurecimento deste padrão. Em relação à duração do apoio simples, Sutherland et al.²² observaram uma tendência de rápido crescimento desta variável até os 2,5

anos de idade, crescendo mais lentamente a partir desta idade e estabilizando-se aos 3-4 anos. A duração da fase de apoio duplo provavelmente também comporta-se de maneira a se reduzir gradualmente com o aumento da eficiência do andar, já que é um indicador da necessidade de estabilidade em condição dinâmica.

Já em idosos, Kaneko et al.²³ e Murray et al.²⁴ verificaram que, em idades compreendidas entre 50 e 87 anos, o tempo de duplo apoio foi maior do que em uma amostra de indivíduos adultos, tanto em cadência natural quanto em cadência acelerada. Tal fato pode implicar um comportamento ajustado para obter maior segurança e equilíbrio durante a marcha.

Apesar da grande sensibilidade desses parâmetros temporais a mudanças desenvolvimentistas, se considerados os mesmos fatores em relação à duração do ciclo da marcha, estes apresentam uma alta estabilidade e, portanto, podem ser considerados como fatores descritores da marcha.¹⁷ Assim, valores relativos para o tempo de apoio simples estão em torno dos 40%, 20% para o duplo apoio e 40% para a fase de balanço, independentemente da etapa de desenvolvimento, velocidade de deslocamento ou tipo de piso, excetuando-se apenas as condições patológicas.

Outra categoria de variáveis empregadas na descrição e análise da locomoção humana são os padrões de atividade elétrica muscular, adquiridos através da eletromiografia. A análise dos padrões da atividade eletromiográfica permite acesso às sinergias musculares e é componente essencial para o estudo biomecânico da locomoção humana. Assim, a investigação de sinergias musculares tem sido rotina nos relatos científicos.

Sinergias musculares podem ser identificadas através da ativação e coativação de músculos e seus relativos padrões espaço-temporais e têm importante função na otimização de padrões de movimento.⁵ Ainda é importante destacar que a redundância característica do sistema motor torna possível a realização de um mesmo padrão cinemático através de diferentes combinações de atividade muscular, o que caracteriza o sistema motor como altamente flexível e adaptável. Na Figura 7, têm-se os perfis da atividade eletromiográfica do *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* para o andar.

Na transição do balanço para o apoio, ou seja, na fase de acomodação do peso, observa-se uma atividade aumentada do *m. vastus lateralis*, coordenada à atividade do *m. biceps femoris*, resultando em uma sinergia extensora que garante a estabilidade do joelho durante o instante do impacto com o solo. Nesta fase, o *m. biceps femoris* auxilia na extensão do quadril, através de atividade concêntrica, e tende a flexionar o joelho. Às atividades flexoras de joelho do *m. biceps femoris* e do choque mecânico no instante do contato contrapõe-se a contração excêntrica do *m. vastus lateralis*, estendendo o joelho. A co-contratação de *m. vastus lateralis* e *m. biceps femoris* no início do apoio está de acordo com outros autores.^{25, 26}

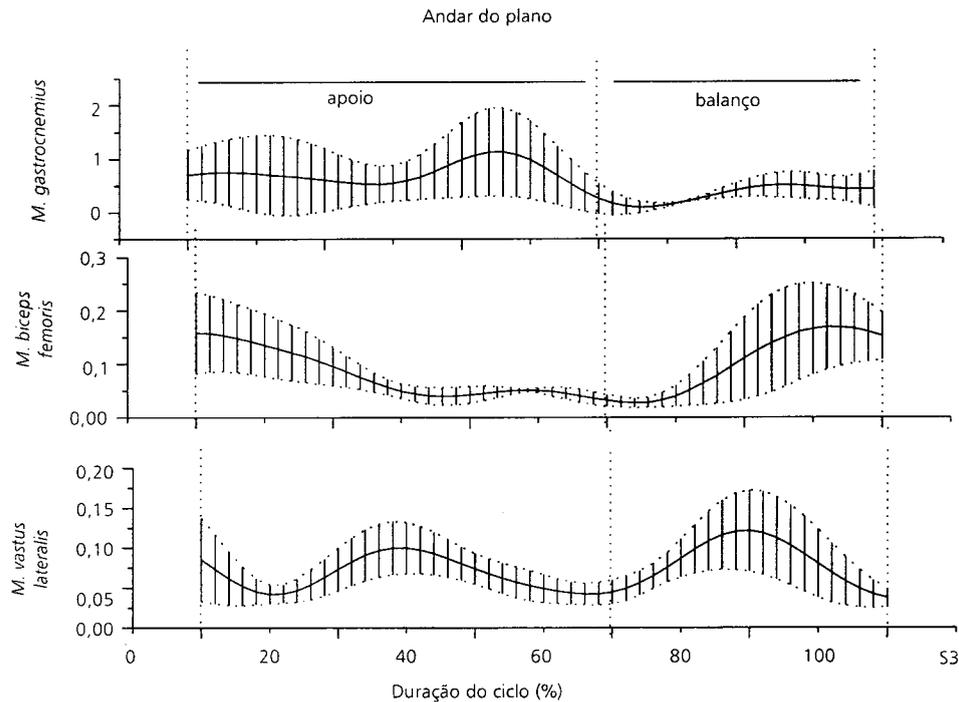


Figura 7. Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* durante o andar. Adaptado de Lobo da Costa & Amadio.¹⁷

Sinais eletromiográficos processados através de retificação de onda completa e filtros do tipo passa-baixo, como os aqui apresentados, refletem o impulso neural à musculatura esquelética durante o curso de um movimento¹⁵ e aproximam a análise das possíveis causas do movimento. Este procedimento fundamenta-se na noção de que o sistema nervoso precisa ser flexível o suficiente para acomodar adaptações no padrão locomotor, produzindo um conjunto de padrões de atividade muscular fásica com variabilidade intrínseca.

As diversas situações da vida cotidiana, como os diferentes terrenos, as inclinações na superfície e os degraus de escadas, exigem constantes adaptações nas características do andar, desde seus parâmetros temporais, até os dinâmicos e de atividade muscular, que precisam ser facilmente reelaborados pelo sistema de controle motor, já que o cumprimento da função locomotora nas diferentes demandas ambientais é atingido independentemente de experiência prévia com a situação, o que garante manutenção da postura vertical e a progressão do corpo.

O correr é também uma habilidade fundamental e pode ser considerada uma variação do andar. Dentre as diferenças básicas entre as duas habilidades se destacam a velocidade, significativamente maior no correr, e principalmente a fase de duplo apoio, que só ocorre durante o andar e é substituída pela fase aérea, que provavelmente é o único indicador seguro para distingui-los. A importância do correr é significativa, uma vez que esta habilidade está presente em

quase todas as manifestações do movimento humano, principalmente nos gestos esportivos. A velocidade característica da corrida condiciona uma resposta de força bastante diferenciada quando comparada ao andar. A Figura 8 demonstra essas diferenças dinamométricas e eletromiográficas entre o andar e o correr.

Em função da velocidade característica da corrida, o aparelho locomotor é exposto a forças maiores num intervalo de tempo menor durante sua prática, caracterizando uma condição de impacto maior do que a gerada durante o andar (maior coeficiente de crescimento da força passiva). Segundo Nigg,²⁸ a magnitude da força vertical pode atingir de duas a quatro vezes o peso corporal, para o caso de corridas recreativas (*jogging*) e de velocidade, respectivamente. Tal aumento na magnitude das forças é seguido por uma diminuição do tempo de apoio simples, que atinge valores próximos a 0,03 s durante a corrida. Tais considerações acerca das características dinâmicas da corrida não podem ser desconsideradas durante sua prescrição, quer como componente de programas de atividades físicas ou de reabilitação. Pessoas saudáveis, em virtude da eficiência de suas estruturas osteo-articulares, podem trabalhar seguramente com este impacto, o que pode não ser possível em indivíduos sedentários, idosos ou portadores de doenças degenerativas.

Ainda com relação à técnica da corrida, devemos considerar duas técnicas de movimento que podem influenciar a distribuição de cargas ao aparelho locomotor: (a) corredores de retopé (constituem-se em aproximadamente 80%) e (b)

corredores de antepé (20%), de acordo com Baumann.²⁹ Ao observarmos a curva força de reação do solo em função do tempo, os corredores de retropé e os de antepé apresentam comportamentos diferentes, os primeiros com e os segundos sem a presença de um pico de força inicial.

O impulso é aproximadamente o mesmo, pois ambos apresentam o mesmo peso corporal e deslocam-se à mesma velocidade. Entretanto, as forças articular e muscular na articulação do tornozelo indicam enormes diferenças entre

ambas as situações de sobrecarga em função, portanto, das técnicas de movimento. O corredor de antepé apresenta uma carga no tendão de Aquiles, aproximadamente 25-30% maior se comparado ao corredor de retropé. A mesma relação é observada para a força articular, considerando-se ainda a mesma articulação. Do mesmo modo, os valores para a força de compressão articular são cerca de 9 vezes o valor do peso corporal. A Figura 9 ilustra o cinegrama e as forças reação do solo.

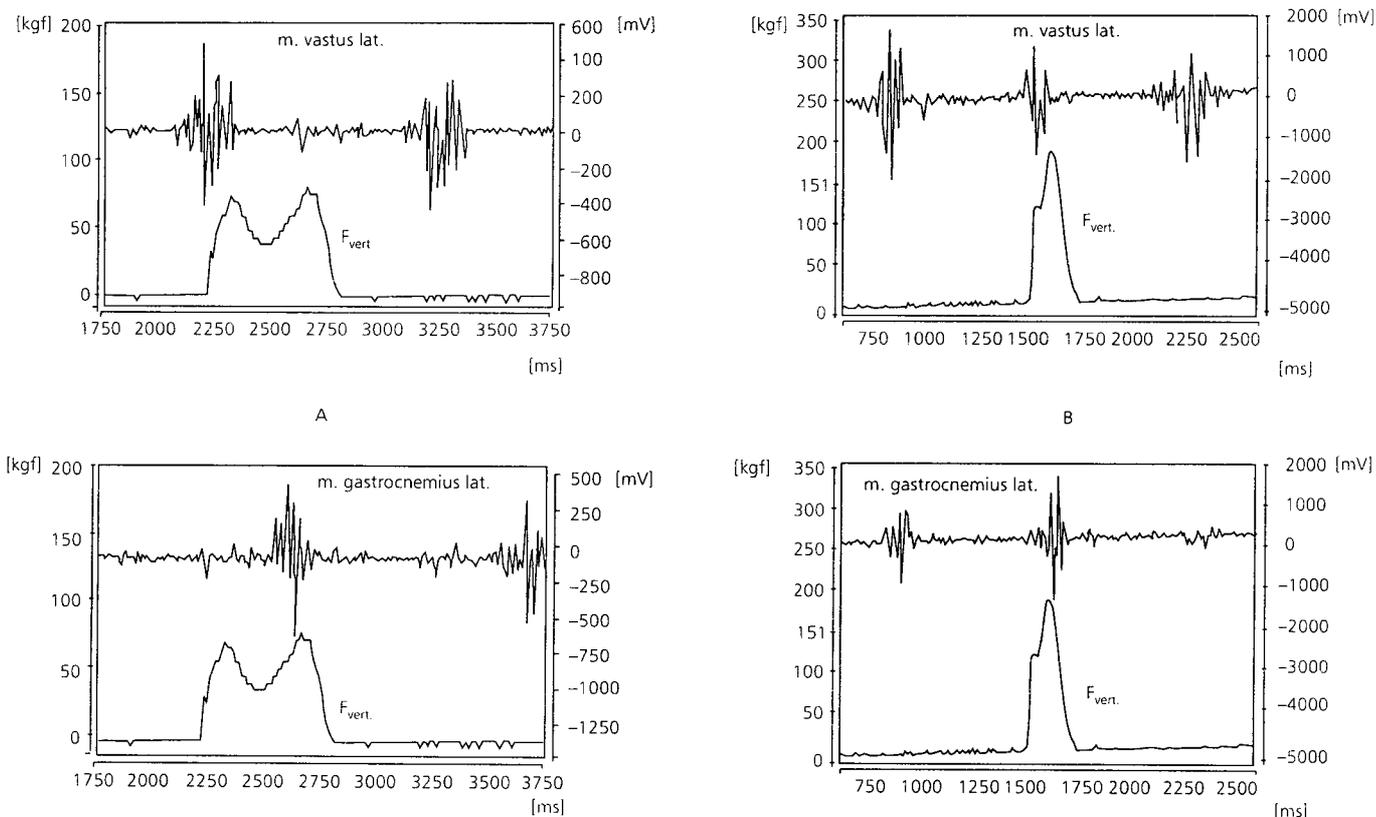


Figura 8. Relação força \times tempo para a componente vertical de reação do solo e atividade muscular para *m. vastus lateralis* e *m. gastrocnemius* para o andar (A) e para o correr (B), para FK (20,2 anos, 74,5 Kg, 178,2 cm). Adaptado de Bruniera & Amadio.²⁷

Assim como nas demais formas de locomoção, os efeitos do impacto podem ser amenizados através da manipulação dos fatores externos ao movimento, como o uso de calçados e piso apropriados.²⁸ As propriedades viscoelásticas destes materiais permitem que o impacto seja reduzido, ainda que o processo de estocagem-armazenamento de energia não seja significativo.

Como o andar e o correr, o saltar é uma habilidade fundamental presente em modalidades atléticas específicas ou até mesmo compondo outras modalidades esportivas, como o basquetebol ou o voleibol.

Em função de sua velocidade acentuada, marcadamente superior à do andar e do correr, durante o salto são produzidas

forças de magnitudes que podem superar 20 vezes o peso corporal do saltador, e que acontecem num intervalo de tempo muito pequeno. Em virtude da magnitude da força e do pequeno tempo de contato, o salto produz gradientes de crescimento da força vertical bastante expressivos, de modo que a fase passiva assume forte predominância no movimento. Desta forma, as grandes forças geradas durante o salto são quase exclusivamente aplicadas na estrutura ósteo-articular do aparelho locomotor. Dada essa característica, os cuidados quanto à prescrição da atividade e da manipulação com fatores externos, recomendados para o andar e o correr, devem ser ainda mais acentuados para o saltar.

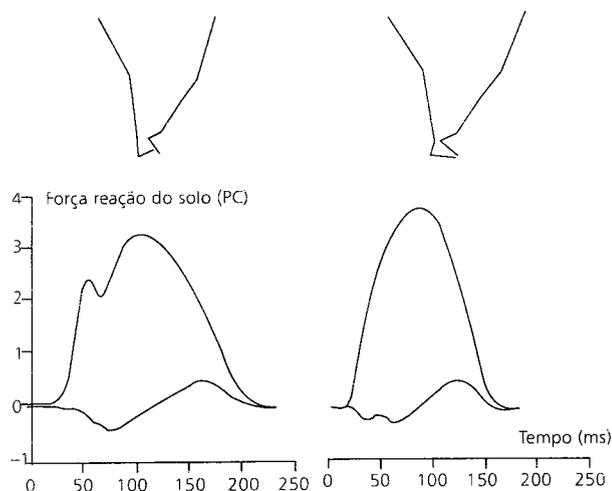


Figura 9. Cinemagrama (acima) do primeiro e último contatos com o solo e componente vertical da força reação do solo (abaixo), para corredor de retropé (esquerda) e antepé (direita), PC = peso corporal. Modificado de Krabbe.³⁰

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ZERNICKE, R. F., 1981, The emergence of human biomechanics. In: G. A. Brooks (ed.), *Perspectives on the academic discipline of physical education*. Champaign. Human Kinetics Pub., pp. 124-136.
- GUTEWORT, W., 1977, *Zu philosophisch – weltanschaulichen Entwicklungsproblemen der Biomechanik*. Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur, Leipzig, pp. 555-561.
- CHAO, E. Y. S., 1986, Biomechanics of the human gait. In: G. W. Schmid-Schunbein, L. Y. Woo & B. W. Zweifach (eds.), *Frontiers in Biomechanics*, NY, Springer-Verlag, pp. 225-242.
- WINTER, D. A., 1979, *Biomechanics of human movement*. John Wiley & Sons, 202p.
- AMADIO, A. C., *Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento*. São Paulo, EEFUSP, 119p. (Livre-docência.)
- BAUMANN, W., 1995, *Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas*. Trad. de Sonia C. Correa e Ricardo Barros. Apresentado ao VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, Brasília.
- STUCKE, H., 1984, *Zu Dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenkes und seines Sehnen- und Bandapparates*. DSHS-Köln: Institut für Biomechanik, 200 p. (Dissertation Doktor Sportwissenschaften.)
- WOLTRING, H. J., 1992, One Hundred years of Photogrammetry in Biocomotion. In: A. Capozzo, M. Marchetti & V. Tosi (eds.), *Biocomotion: a century of research using moving pictures*, Roma: Promograph, pp. 199-225.
- ABDEL-AZIZ, Y. I. & KARARA, H. M., 1971, *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Proceedings of the American Society of Photogrammetry VIth Symposium on Close-Range Photogrammetry Falls Church, VA. American Society of Photogrammetry, pp. 1-18.
- ALLARD, P., STOKES, A. F. & BLANCHI, J. P., 1995, *Three-dimensional analysis of human movement*. Champaign. Human Kinetics, 371p.
- HANAVAN, E. P., 1964, A mathematical model of the human body. *AMRL-Technical Report*. Ohio, Wright-Patterson Air Force Base, pp. 64-102.
- DUARTE, M. & AMADIO, A. C., 1993, Revisão sobre o formalismo lagrangeano. In: A. O. V. Avila & C. B. Mota (eds.), *V Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Santa Maria. RS, pp. 187-192.
- BAUMANN, W. & STUCKE, H., 1980, Sportspezifische Belastungen aus der Sichte der Biomechanik. In: H. Cotta, K. Krahl & K. Steinbrück (eds.), *Die belastungstoleranz des bewegungsapparates*, Georg Thieme Verlag, pp. 55-64.
- CAPOZZO, A., 1991, Mechanics of human walking. In: A. E. Patla, *Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion*, North-Holland. Elsevier Science, pp. 167-186.
- WINTER, D. A., 1991, *The biomechanics and motor control of human gait*. Normal, Elderly and Pathological, Ontario, Canada, University of Waterloo Press, 143p.
- WILLIMCZIK, K., 1989, *Biomechanik der Sportarten*. Reinbek bei Hamburg, Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH, 477p.
- LOBO DA COSTA, P. H. & AMADIO, A. C., 1995, Estudo comparativo de três formas de locomoção em crianças: forças de reação do solo no andar no plano, subir e descer escadas. In: A. C. David & J. C. P. Fonseca (eds.), *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Brasília, pp. 91-97.
- BERNSTEIN, N., 1967, *The co-ordination and regulation of movements*. London, Pergamon Press, 196p.
- SERRÃO, J. C. & AMADIO, A. C., 1993, Análise de características dinâmicas do andar em idosos e sua influência na seleção de atividades físicas. In: *Proceedings I Conference of EGREPA*. Oeiras, Portugal, pp. 438-445.
- GRIEVE, D. W. & GEAR, R. J., 1966, The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics*, 9: 379-99.
- STATHAN, L. & MURRAY, M. P., 1971, Early walking patterns of normal children. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 19: 8-24.
- SUTHERLAND, D., COOPER, L. & DANIEL, D., 1980, The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62A: 354-63.
- KANEKO, M., FUCHIMOTO, T. & ITO, A., 1991, A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. *Can. J. Sp. Sci.*, 16(3): 223-228.
- MURRAY, M. P. KORY, R. C. & CHARKSON, B. H., 1969, Walking patterns in healthy old man. *J. Gerontology*, 24: 169-178.
- SHIAMI, R., 1985, Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 22: 85-98.
- TOWNSEND, M. A., LAINHART, S. P., SHIAMI, R. & CAYLOR, J., 1978, Variability and biomechanics of synergy patterns of some lower-limb muscles during ascending and descending stairs and level walking. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 16: 681-88.

27. BRUNIERA, C. A. V. & AMADIO, A. C., 1993, Análise da força de reação do solo para o andar e correr com adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio. In: A. O. V. Avila & C. B. Mota (eds.), *V Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Santa Maria, RS, pp. 19-24.
28. NIGG, B. M., 1986, *Biomechanics of running shoes*. Champaign, Human Kinetics Publishers Inc., 180p.
29. BAUMANN, W., 1992, Perspectives in methodology in biomechanics of Sport. In: R. Rodano, G. Ferrigno & G. Santambrogio (eds.), *Proceedings of the Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports*. Milano. Edi-Ermes, pp. 97-104.
30. KRABBE, B., 1994, *Zur Belastung des bewegungsapparates beim laufen – einfluss von Laufschuh und Lauftechnik*. Aachen, Verlag Shaker, 173p.