

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/228553692>

Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição

Article

CITATIONS

28

READS

27,948

7 authors, including:



Alberto Carlos Amadio

University of São Paulo

133 PUBLICATIONS 1,390 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Paula Hentschel Lobo da Costa

Universidade Federal de São Carlos

64 PUBLICATIONS 445 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Isabel C N Sacco

University of São Paulo

220 PUBLICATIONS 3,239 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Julio cerca Serrao

University of São Paulo

118 PUBLICATIONS 916 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Analysis of coordination modes in posture, locomotion, sports and upper limb movements [View project](#)



Effects of different types of verbal encouragement on ankle force and muscle activity [View project](#)

Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição

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

*Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo
Av. Prof. Mello Moraes, 65, Cidade Universitária, 05508-900 - São Paulo, Brasil, tel. 011-818-3184, fax.011-
212-4141, e-mail acamadio@usp.br*

Sugestão de Título para páginas do artigo:

Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano

Resumo. Discute-se a conceituação da biomecânica, no contexto de uma disciplina que, entre as ciências derivadas das ciências naturais, ocupa-se com análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano. Assim, através da biomecânica e de suas áreas de conhecimento correlatas podemos analisar as causas e fenômenos relacionados ao movimento humano. A biomecânica é encarada como uma ciência multidisciplinar, levando-se em consideração cada disciplina que compõe esse espectro, que investiga o movimento. Estrutura esta que apresenta-se, devido à natureza de seus estudos, num domínio dinâmico do conhecimento científico onde sempre busca-se, a partir da superposição, um novo aspecto e/ou explicações de fenômenos a partir de problemas interdisciplinares. Considera-se portanto o movimento humano como o objeto central de estudos onde analisamos suas causas e efeitos produzidos em relação a biomecânica. Este estudo sobre o funcionamento físico de estruturas biológicas tem-se baseado principalmente em medidas experimentais. Pela óbvia dificuldade metodológica de acessarmos o 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, observadas exteriormente, ou por equações de estimação. Desta maneira observamos ser a Biomecânica um importante ramo de interação com áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento humano. Observa-se ainda a validade destes 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 motor da técnica de movimento. Assim, apresenta-se também uma discussão sobre aspectos de aplicação prática selecionados da locomoção, por tratar-se de uma classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano, composta por movimentos integrados e complexos.

Palavras-Chaves: Biomecânica, análise do movimento humano, métodos de medição, locomoção.

Abstract. *The concept of the Biomechanics have been discussed in the context of a discipline as a part of the natural sciences, and it 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 understood as a additive science considering each discipline that is part of this extensive area concerned about movement investigation. Considering the nature of its investigation, this interdisciplinary structure should be in a dynamic change of scientific knowledge to reach new aspects and new phenomenon explanations. In Biomechanics, the human movement is considered as a central study object which causes and effects are analysed. This study of physical functioning of the biological structures is based mostly in experimental measurements. There are innumerable methodological difficulties to access the biomechanical behavior of the internal structures of biological systems, so its parametrization based in internal biomechanical variables becomes extremely dependent of external measurements or prediction equations. In this way, it could be understood that the Biomechanics is a important integrative matter with different areas associated with 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 finally, it's also presented a discussion about the practical applications aspects related to locomotion, considering that this class of movements is very common and important in the human motor behavior, which includes complex and integrated movements.*

Keywords: Biomechanics, human movement analysis, measuring methods, locomotion.

INTRODUÇÃO

Biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano. Quando dimensionamos a biomecânica no contexto das ciências derivadas, cujo objetivo é estudar o movimento, devemos lembrar que esta reivindicação científica apoia-se em dois fatos fundamentais: (a) a biomecânica apresenta claramente definido seu objeto de estudo, definindo assim sua estrutura de base do conhecimento; e (b) seus resultados de investigações são obtidos através do uso de métodos científicos próprios, envolvendo todas as etapas do trabalho científico.

Naturalmente estes aspectos são amplamente dinâmicos e não devem sofrer soluções de continuidade em função do tempo, admitindo avanços científicos que colaboram para o crescimento da própria biomecânica. Assim, é muito importante dizermos que não é suficiente a matéria de estudo estar definida, mas também é necessário que existam métodos de estudo próprios para que sejam aplicados na investigação do movimento. O atual desenvolvimento da biomecânica é expresso pelos novos procedimentos e técnicas de investigação, nas quais podemos reconhecer a tendência crescente de se combinar várias disciplinas científicas na análise do movimento. Nos últimos anos o progresso das técnicas 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, e, particularmente na biomecânica pode-se observar uma estreita relação entre as necessidades e exigências da prática do movimento humano.

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

O corpo humano portanto, pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é

causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo. Desta maneira definimos que a ciência que descreve, analisa e modela os sistemas biológicos é chamada Biomecânica, logo uma ciência altamente interdisciplinar dada a natureza do fenômeno investigado. Assim, a Biomecânica do movimento busca explicar como as formas de movimento dos corpos de seres vivos acontece na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos (1).

Conhecimentos científicos, portanto, possibilitam o desenvolvimento de métodos para o estudo de fenômenos naturais, indispensáveis para a compreensão dos parâmetros que compõem o universo do movimento humano. A biomecânica interna investiga as forças que têm sua origem dentro do corpo e que na maioria dos casos pressupõem conhecimento da biomecânica externa. Portanto com relação a aplicação da biomecânica para análise e investigação de movimentos do corpo humano e consequentemente do movimento esportivo, poderíamos apresentar a biomecânica subdividida em duas áreas de estudo: Biomecânica interna e Biomecânica externa.

Gutewort (2) discute ainda sobre o estágio científico empírico-indutivo primário, em que a biomecânica se fundamenta, isto devido ao fato de que nem todas as condições do processo de movimento são conhecidas e, assim sendo, não podem ser experimentalmente denominadas. Por esse motivo, os processos teórico-dedutivos devem ser mais desenvolvidos e aplicados do que até o momento. Segundo critérios teórico-metodológicos ou até segundo outros critérios empíricos, a classificação dos movimentos caracteriza o próprio desenvolvimento dessa ciência. Quando nos referimos ao movimento esportivo, como objeto de estudo nesta relação das dependências múltiplas de fenômenos para a sua interpretação, devemos salientar que isto ocorre em função da natureza complexa dos multielementos que interferem na sua composição e, consequentemente, influenciam no comportamento e rendimento deste mesmo movimento. 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. Portanto referímo-nos ainda a uma biomecânica do esporte que dedica-se ao estudo do corpo humano e do

movimento esportivo em relação as leis e princípios físico-mecânicos incluindo os conhecimentos anatômicos e fisiológicos do corpo humano. No sentido mais amplo de sua aplicação, ainda é tarefa da biomecânica das atividades esportivas a caracterização e otimização das técnicas de movimento através de conhecimentos científicos que delimitam a área de atuação da ciência, que tem no movimento esportivo seu objeto de estudo, considerando-se ainda que a biomecânica do esporte integra outras áreas da ciência que, possuem igualmente no movimento esportivo, a definição do seu objeto de estudo.

O relacionamento entre os parâmetros estruturais 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. Assim sendo, encontramos distintos tipos de relacionamento com participação de maior ou menor grau dos parâmetros estruturais para cada tarefa de movimento. Quanto maior a interdependência tanto mais avançado é o processo de especialização e maturidade do movimento. Muito raramente poderíamos encontrar tarefas de movimento de interesse de estudo onde não existisse interdependência alguma entre estes parâmetros estruturais do movimento. Portanto, quanto maior a interdependência, tanto maior é a possibilidade de entendermos a estrutura de movimento na sua concepção mais complexa para a análise. No processo de investigação do movimento em biomecânica, busca-se a definição de um método para a orientação da análise experimental, procedimento este que poderá envolver uma ou um conjunto de técnicas que permitirão o esclarecimento de problemas na estrutura da investigação e 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 variáveis do movimento, que devemos buscar através de estudos experimentais e demais registros sobre informações de testes em biomecânica.

Através da biomecânica e de suas áreas de conhecimento correlatas podemos analisar as causas e fenômenos do movimento. Para que possamos entender melhor a complexidade do movimento humano e explicarmos suas causas, é necessário que outros

aspectos da análise multidisciplinar sejam também considerados. A biomecânica é encarada como uma ciência multidisciplinar, levando-se em consideração cada disciplina que compõe esse espectro, que investiga o movimento humano e de outros seres vivos. 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 é sobre os limites ou fronteiras entre as disciplinas científicas e neste sentido observamos ser uma prática de alguma forma artificial, pois na realidade sempre existem domínios de sobreposição. Este dilema é típico de todas as ciências e ainda pertence a estrutura dinâmica de progresso no conhecimento científico onde sempre busca-se, a partir da sobreposição, um novo aspecto e ou explicações de fenômenos a partir de problemas interdisciplinares.

MÉTODOS DE MEDIÇÃO

Considerando o movimento humano como o objeto central de estudos em educação física e esportes, analisamos suas causas e efeitos produzidos em relação a biomecânica e demais áreas de estudos que compõem esta multidisciplinar independência no estudo do movimento humano. Para a investigação deste movimento em biomecânica, torna-se necessário pela complexidade estrutural do mesmo, a aplicação simultânea de métodos de mensuração nas diversas áreas do conhecimento da ciência. A este procedimento denomina-se "*Complexa Investigação*" do movimento. Este procedimento deve envolver todos os métodos de pesquisa em biomecânica determinados pelas variáveis a serem observadas na análise do movimento. Temos, por exemplo, combinações simultâneas e sincronizadas de procedimentos cinemáticos e dinâmicos que são comuns e necessários para a interpretação do movimento.

Todo estudo biomecânico depende da determinação de grandezas mecânicas (qualitativas ou quantitativas), as quais podem ser interpretadas como propriedades do corpo humano em análise comportamental ou mesmo entendidas no processo de desenvolvimento como sendo passível a alterações. Dessa forma, as técnicas 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 é uma grandeza-unidade de mesma natureza. Metodologicamente no desenvolvimento de um processo de medição invariavelmente incorremos em erros, que necessitam serem controlados. Inicialmente, classificamos 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 é observado em função de o sistema de medição nem sempre acompanhar a rápida modificação das grandezas a serem medidas.

Poderíamos ainda interpretar os 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, busca-se a correção do resultado através da determinação de fatores de correção que permitirá a redução de tais erros); (b) *erro ocasional* - erros imprevistos por erros pessoais na regulação dos aparelhos, leitura de escalas, ou ainda alterações na energia, seja voltagem ou temperatura do ambiente (elimina-se esse erro repetindo a medição e deve-se mencionar essa incerteza e erro no trabalho); (c) *erro absoluto*; (d) *erro relativo*.

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; o que nos impede de traçar técnicas definitivas. Mudanças ocorrem no sentido tanto da pesquisa básica do desenvolvimento de equipamentos e materiais como ainda 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.

Poderíamos classificar os procedimentos de medição em biomecânica nas seguintes categorias: (a) *Procedimentos Mecânicos* - observações de grandezas por

observação direta e que não se alteram muita rapidamente. *(b) Procedimentos Eletrônicos* - grandezas mecânicas são transformadas em elétricas, logo facilita a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo e daí adaptam-se 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 feita no modelo representado.

Quanto às técnicas de medição em biomecânica poderíamos resumidamente relacionar os métodos que representam todo o suporte de desenvolvimento e evolução da ciência particularmente em biomecânica do esporte: *(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.*

Por sua vez, a Biomecânica pode ser dividida em Biomecânica interna e externa, dada a grande diferença de sua abordagem e alvo. A Biomecânica interna 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 para o desenvolvimento e crescimento das estruturas do corpo). O conhecimento destas forças internas tem aplicações como o estudo clínico da marcha patológica originada por anomalia muscular, transplante de tendão ou amputação de membros, por exemplo, 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 laboriais no cotidiano. A determinação das forças internas dos músculos e das articulações ainda é um problema não resolvido na biomecânica, mas seguramente constituem-se na base fundamental para a melhor compreensão de critérios para o controle de movimento (3).

Este estudo sobre o funcionamento físico de estruturas biológicas tem se baseado principalmente em medidas experimentais. Pela óbvia dificuldade metodológica de acessarmos o 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, observadas exteriormente, ou por

equações de estimação. Com este efeito, a Biomecânica é um ramo de grande interação com áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento, em especial, o do corpo humano, como a Educação Física, a Medicina, a Fisioterapia, a Engenharia, a Física, entre outras áreas.

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 mais acurados e precisos para modelagem do movimento humano. Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (4, 5, 6). Utilizando-se destes métodos, afinal, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo a maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano, como descrito na figura 1.

FIGURA 1. Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano segundo Baumann (6).

A **CINEMETRIA** consiste de um 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 o baseado em câmeras de vídeo que registram a imagem do movimento e então através de software específico calculam as variáveis cinemáticas de interesse. Relacionamos ainda outras técnicas e métodos para o processamento de grandezas cinemáticas, entre elas destacamos as técnicas de medição direta, utilizadas para: (a) *medidas de tempo*, utilizando-se de cronômetros para a base de tempo, (b) *medidas de ângulos*, utilizando-se de goniômetro para a determinação da posição de segmentos com origem em eixos articulares, (c) *Medidas de aceleração*, utilizando-se de acelerômetros que são transdutores designados a quantificar a quantidade de movimento pela posição de uma massa em deslocamento.

Ainda através da Fotografia, Cinematografia e Cronofotografia podemos registrar a imagem para processamento de variáveis cinemáticas. Todos estes procedimentos necessitam de lentes e outros instrumentos ópticos para garantir a qualidade da imagem, portanto requerem cuidados com a distância do objeto à lente e seu comprimento, assim como a regulagem da abertura do foco. Para a reconstrução de coordenadas do objeto a partir da

imagem registrada necessitamos de modelos onde são necessários além das referências geométricas e posições relativas das partes do corpo em função do tempo, também precisamos das informações sobre as dimensões corporais que são obtidos através de dispositivos classificados nos modelos antropométricos (7):

Para o processamento da imagem utilizamo-nos de Câmeras, baseada em películas fotoquímicas ou fotoelétricas e que possuem ainda o recurso de registro de sequências de sinais elétricos numa base de tempo conhecida além de armazenar o registro em fitas magnéticas, o que caracteriza a Videografia. Assim, genericamente podemos classificar os sistemas em: (a) *Dispositivos convencionais com avaliação manual* - sistemas de câmeras cinematográficas e fotográficas, onde após a revelação dos filmes, a avaliação é manual; (b) *Dispositivos eletrônicos com avaliação manual* - sistema de vídeo onde 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 onde as coordenadas das imagens são indetificadas e digitalizadas automaticamente e consequente 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).

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, ou seja, as coordenadas (x,y,z) determinam a projeção da câmera, 2 ângulos determinam a direção das câmeras, 1 ângulo determina a direção de 1 feixe de raios provenientes de 1 objeto no espaço. Duas câmeras focalizam estes pontos: mínimo de 6 pontos de referência com coordenadas espaciais conhecidas, não coplanares e 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, ou seja, através de rotinas fotogramétricas pode-se corrigir as necessidades de reconstrução para a determinação das coordenadas espaciais. O método utiliza-se de 11 coeficientes, determinantes de orientações internas e externas para o sistema câmera-objeto, novas referências são obtidas a partir dos 6 pontos de referência (calibrador) cujas coordenadas (x,y,z) são conhecidas, logo são 12 equações, duas

para cada ponto, referentes à orientação das 2 câmeras, e portanto teremos 22 coeficientes. Assim, utilizando-se software específico, estas coordenadas digitalizadas podem ser transformadas para 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).

Estas coordenadas reais podem ser agora 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 tem apontado para o uso de rotinas matemáticas específicas para redução de ruídos, por exemplo através do uso da rotina matemática *Spline quártica* (10).

A **DINAMOMETRIA** engloba todos os tipos de medidas de força (e pressão). 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.

Assim, através da dinamometria mede-se a ação deformadora da Força sobre os corpos através de um método direto onde se determinam as Forças externas as quais 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 para a construção de um modelo biomecânico da estrutura analisada. Algumas das variáveis que podem ser calculadas,

como: (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 onde a maioria dos dados são determinados a partir de *estudos cadavéricos*. Os Métodos analíticos são os mais utilizados, caracterizam-se por modelos do corpo baseados em dados antropométricos do indivíduo, portanto medida direta, *in vivo*. Assim, os métodos analítico-matemáticos como de HANAVAN (11) realizam reduções em função do modelo físico-matemático, bem como aproximações estatísticas que permitem interpretações dos dados de maneira relativamente precisa.

Finalmente, a **ELETROMIOGRAFIA** que caracteriza-se 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, através 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. Esses sinais coletados podem ser influenciados pela velocidade de encurtamento e alongamento muscular, grau de tensão, fadiga, atividade reflexa, entre outros fatores. Depois destes sinais eletromiográficos serem amplificados, podem ser processados para comparação ou correlação com outros sinais eletrofisiológicos ou grandezas biomecânicas. Segundo WINTER (4), o motivo para se 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, 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, face 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 desta forma, comprometer a exatidão ou resolução de parâmetros da Mecânica (12). Segundo Chao (3), se assumirmos que os segmentos dos membros do corpo humano podem ser imaginados como pêndulos compostos com muitos graus de liberdade, e devido à geometria anatômica complexa e ao não total conhecimento da teoria de controle neuromuscular, o equacionamento e análise da atividade humana ainda é um desafio na biomecânica moderna. O desenvolvimento de modernas técnicas para quantificar o movimento humano e a computação tem capacitado análises e modelamentos mais completos. No entanto, em geral, a biomecânica ainda é uma ciência fenomenológica, restrita à descrição do movimento observado e 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, diferencia 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).

Gostaríamos de discutir sobre dois pontos importantes que, seguramente, muito podem colaborar sobre decisões quanto aos métodos de medidas biomecânicas: sentido fundamental da medição e qualidades do processo de medição. Winter (4) 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 baseiam-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 medidas 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 assim temos um número maior de elementos desconhecidos em relação ao número de equações. Uma diminuição 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, requerem uma adaptação do sistema anatômico através de investigações comparativas com dependência às suas funções em relação ao segmento analisado. Análises segundo um modelo exigem um cuidadoso resumo dos dados e interpretação, por causa dos diversos fatores, que influenciam este rendimento. Por isso é preciso que modelos mais realísticos, em relação ao movimento humano, sejam desenvolvidos, para que as equações do movimento entrem em concordância com os modelos utilizados.

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).

A partir de modelo de cálculo operamos com os momentos de rotação nas articulações e com base nesta relação determinamos o momento da força muscular e também calculamos a força articular sendo que, o conceito genérico suporta base teórica para determinarmos que o “momento da força externa” é compensado através do “momento das forças internas”, logo podemos formular:

$$\text{Momento das forças externas} = \text{Momento das forças internas}$$

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,

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

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

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

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:

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

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

onde: ΣF_f , ΣF_u (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) e

GF (força articular).

As pesquisas em biomecânica ainda são carentes de padronizações metodológicas, bem 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 corremos riscos de utilização de modelos físico-matemáticos não adaptados as características do movimento em estudo. Entretanto, com o acelerado desenvolvimento da Ciência e da Tecnologia que observamos atualmente, e particularmente na microeletrônica, encontramos-nos numa situação onde sempre surgem novas possibilidades e opções de procedimentos na elaboração e operação de dados, e estas instruções estão sendo utilizadas em biomecânica, colaborando assim para o progresso, modernização, automatização e enfim enorme auxílio na análise científica do movimento humano.

SOBRE A APLICAÇÃO PRÁTICA - BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO HUMANA

Gostaríamos ainda de ilustrar no presente trabalho alguns resultados práticos de investigação biomecânica, onde se procurou desenvolver uma análise de movimento, discutindo-se aspectos relacionados à complexa investigação do movimento humano. Baseando-se em estudos experimentais, foram desenvolvidos e aplicados os principais métodos de investigação da biomecânica nas suas áreas básicas de estudo. Importante ainda é observarmos a validade destes parâmetros biomecânicos para a análise do movimento, pois constituem-se em instrumento não apenas de correção de falhas e melhoria da coordenação, mas ainda na busca de otimização do movimento, não apenas no sentido de eficiência do rendimento mas ainda em relação a um processo de economia e harmonia motora da técnica de movimento.

Assim apresentamos uma discussão sobre aspectos selecionados da locomoção humana, por tratar-se de uma classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano, composta por movimentos integrados e complexos dos segmentos do corpo humano. 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; ou ainda os efeitos que este movimento provocou no meio ou no aparelho locomotor, como variáveis cinemáticas, comprimento e cadência da passada, e a força reação do solo (15). A figura 4 mostra as curvas da função força x tempo para andar, corrida lenta e corrida rápida considerando-se as componentes horizontal e vertical.

FIGURA 4: Curvas da função força X tempo para andar, corrida lenta e corrida rápida considerando-se as componentes horizontal (F_x) e vertical (F_z). Modificado de Schwirtz, Gross & Baumann, citados em Willimeczick (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 descritivo primário para indicar 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-se sob a forma de um padrão constante e repetitivo independente das condições do solo, idade dos sujeitos ou velocidade da marcha. Este padrão apresenta determinadas características que podem ser alteradas devido as condições ambientais ou do sujeito como a presença de uma patologia, por exemplo; porém sua forma geral é constante e regular (17), como mostrado na figura 5.

Esta 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 vezes o peso corporal, além de terem uma dependência direta com o velocidade do movimento. A curva 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 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 sujeito tem-se utilizado o coeficiente de variabilidade (CV), que pode ser calculado segundo Winter (15) 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 domínios do comportamento humano. Assim, a medida que uma criança cresce e desenvolve-se, as modificações somáticas quantitativas em conjunto com os processos de diferenciação estrutural produzem uma resposta típica para o andar e que representa o 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 seus componentes em diferentes estágios do desenvolvimento humano, podemos verificar algumas diferenças significativas nestes valores, muito embora o padrão da curva permaneça constante.

Bernstein (18) descreve o comportamento da força de reação do solo tanto vertical quanto horizontal em crianças de 2 a 5 anos. Sua pressuposição básica é a de que as componentes verticais refletem o esforço do organismo para mover-se contra a ação da gravidade, enquanto que 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 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, fato este relacionado diretamente com a técnica do movimento, quanto aos aspectos: variação angular da perna livre diminuindo o momento inercial de rotação do membro inferior e, conseqüentemente, diminuindo a redução

desta força vertical máxima, o que implica em uma menor redução das cargas a que o aparelho locomotor está exposto. A figura 6 mostra a relação força x tempo para as forças verticais de reação do solo no andar e correr com um idoso calçado com sapatos tipo tênis e descalço (19).

FIGURA 6: Relação força X 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).

Assim, podemos 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.

Estas alterações podem ser consideradas como compensações para as perturbadas condições de equilíbrio do idoso no sentido de recuperar a estabilidade na locomoção, isto é, a diminuição da eficiência do sistema sensorial, além de perdas ósseas e musculares, acentuando as condições de instabilidade.

Através da análise do comportamento dinâmico do andar, pode-se obter portanto, muitas informações acerca desta importante habilidade. Assim como todos os movimentos, o andar pode ser retratado, quanto a Força de Reação do Solo, em três componentes espaciais: uma vertical e duas horizontais (medio-lateral e antero-posterior). Dentre estas três componentes, a vertical se destaca dada sua magnitude, figurando como uma das principais influenciadoras da sobrecarga do aparelho locomotor (5)

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 que, em seu conjunto, 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; 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 como o maior desafio vencido pela criança ao longo de seu desenvolvimento motor (15). As dificuldades geradas pela altura do centro de gravidade, pela condição de apoio sobre um pé enquanto ocorre o balanço da perna livre têm como 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 dois anos e meio de idade, crescendo mais lentamente a partir desta idade e estabilizando aos 3-4 anos.

Quanto à duração da fase de apoio duplo, esta variável provavelmente também comporta-se de maneira a reduzir-se gradualmente com o aumento da eficiência do andar, já que é um indicador da necessidade de estabilidade em condição dinâmica.

Já em idosos Kakenko *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 em um comportamento ajustado para obter uma maior segurança e equilíbrio durante a marcha.

Apesar da grande sensibilidade destes parâmetros temporais a mudanças desenvolvimentistas, quando 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 de 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 co-ativação 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, fato 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.

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).

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*, extendendo o joelho. A co-contração de *m. vastus lateralis* e *m. biceps femoris* no início do apoio está de acordo com outros autores (25, 26).

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 movimento (15) 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, garantindo a manutenção da postura vertical e a progressão do corpo.

O correr é também uma habilidade fundamental e pode ser considerada com 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 que pode 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.

FIGURA 8: Relação força x tempo para a componente vertical da força 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).

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 à 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-mio-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 retro-pé (constituem-se em aproximadamente 80%) e (b) corredores de ante-pé (20%), em acordo com Baumann (29). Ao observarmos a curva força de reação do solo em função do tempo, os corredores de retro-pé e os de ante-pé 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 ante-pé apresenta uma carga no tendão de Aquiles, aproximadamente 25-30% maior se comparado ao corredor de retro-pé. A mesma relação é observada para a força articular, considerando-se ainda a articulação do tornozelo. Mencionamos ainda valores para a força de compressão articular ao redor de 9 vezes o peso corporal. A figura 9 ilustra o cinegrama e as forças reação do solo.

FIGURA 9: Cinegrama (acima) do primeiro e último contato com o solo e componente vertical da força de reação do solo (abaixo), para corredor de retro-pé (esquerda) e antepé (direita), PC = peso corporal. Modificado de Krabbe (30).

Assim como nas demais formas de locomoção pode-se amenizar os efeitos do impacto através da manipulação dos fatores externos ao movimento, como o uso 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 e 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 que exclusivamente aplicadas na estrutura ósteo-articular do aparelho locomotor. Dada esta característica, 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.

REFERÊNCIAS

- 1- ZERNICKE, RF . The emergence of human biomechanics. In: Brooks, G.A.: Perspectives on the academic discipline of physical education. Champaign: Human Kinetics Pub., 1981, 124-136.
- 2- GUTEWORT, W . Zu philosophisch- weltanschaulichen Entwicklungsproblemen der Biomechanik. Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur, Leipzig, 555-561, 1977.
- 3- CHAO, EYS . Biomechanics of the Human Gait . In: SCHMID-SCHUNBEIN, GW; WOO, LY; ZWEIFACH, BW . Frontiers in Biomechanics, NY: Springer-Verlag, 1986, p.225-242.
- 4- WINTER, DA . Biomechanics of human movement. Jonh Wiley & Sons, 1979. 202 p.
- 5- AMADIO, AC: Fundamentos da Biomecânica do esporte: Considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento . São Paulo: EEFUSP, 1989. 119 p. (Livre Docência).
- 6- BAUMANN, W . 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, 1995.
- 7- STUCKE, H . Zu Dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenkes und seines Sehnen- und Bandapparates. DSHS-Köln: Institut für Biomechanik, 1984. 200 p. (Dissertation Doktor Sportwissenschaften).
- 8- WOLTRING, HJ . One Hundred years of Photogrammetry in Biolocomotion . In: CAPOZZO, A; MARCHETTI, M; TOSI, V . Biolocomotion: a century of research using moving pictures . Roma: Promograph, 1992. p. 199-225.
- 9- ABDEL-AZIZ, YI & KARARA, HM . 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, 1971. p. 1-18.
- 10- ALLARD, P, STOKES, AF & BLANCHI, JP . Three-dimensional analysis of human movement. Champaign: Human Kinetics, 1995. 371 p.
- 11- HANAVAN, EP . A mathematical model of the human body. AMRL-Tecnical Report, Ohio: Wright-Patterson Air Force Base, 1964. p. 64-102.
- 12- DUARTE M & AMADIO, AC . Revisão sobre o formalismo lagrangeano. In: AVILA, AOV & MOTA, CB . V Congresso Brasileiro de Biomecânica, Santa Maria, RS, 1993. p. 187-192.

- 13- BAUMANN W & STUCKE H . Sportspezifische Belastungen aus der Sichte der Biomechanik .
In: COTTA, H; KRAHL, K; STEINBRÜCK . Die Belastungstoleranz des Bewegungs apparates.
Georg Thieme Verlag, 1980. p 55-64.
- 14- CAPOZZO, A . Mechanics of human walking . In: PATLA, AE . Adaptability of humanm gait:
implications for the control of locomotion. North-Holland, Elsevier Science, 1991. p. 167-186.
- 15- WINTER, DA . The Biomechanics and motor control of human gait. Normal, Elderly and
Pathological. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991. 143 p.
- 16- WILLIMCZIK, K . Biomechanik der Sportarten. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Taschenbuch
Verlag GmbH, 1989. 477 p.
- 17- LOBO DA COSTA, PH , AMADIO, AC . Estudo comparativo de três formas de locomoção em
crianças: Forças de Reação do Solo no andar no plano, subir e descer escadas. In: DAVID, AC;
FONSECA, JCP . VI Congresso Brasileiro de Biomecânica. Brasília, 1995. p. 91-97.
- 18- BERNSTEIN, N . The co-ordination and regulation of movements. London: Pergamon Press,
1967. 196 p.
- 19- SERRÃO, JC; AMADIO, AC . Análise de características dinâmicas do andar em idosos e sua
influência na seleção de atividades físicas. In: Proceedings I Conference of EGREPA, Oeiras,
Portugal; 1993. p.438-445.
- 20- GRIEVE, DW; GEAR, RJ . The relationship between length of stride, step frequency, time of
swing and speed of walking for children and adults. Ergonomics, 9: 379-99, 1966.
- 21- STATHAN, L; MURRAY, MP . Early walking patterns of normal children. Clinical Orthopaedics
and Related Research. 19: 8-24, 1971.
- 22- SUTHERLAND, D; COOPER, L; DANIEL, D . The role of the ankle plantar flexors in normal
walking. The Journal of Bone and Joint Surgery, 62A: 354-63, 1980.
- 23- KAKENKO, M; et al. . A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly
women. Can. J. Sp. Sci., 16(3): 223-228, 1991.
- 24- MURRAY, MP; et al. . Walking patternsin healthy old men. J. Gerontology, 24: 169-178, 1969.
- 25- SHIAVI, R . Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. Journal of
Rehabilitation Research and Development, 22: 85-98, 1985.
- 26- TOWNSEND, M A; LAINHART, SP; SHIAVI, R; CAYLOR, J . 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, 1978.
- 27- BRUNEIRA, CAV.; AMADIO, AC . Análise da força de reação do solo para o andar e correr com
adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio. In: AVILA, A.O.V.& MOTA, C.B . V
Congresso Brasileiro de Biomecânica, Santa Maria, RS. 1993, 19-24.

- 28- NIGG, BM . Biomechanics of running shoes. Champaign: Human Kinetics Publishers Inc., 1986. 180 p.
- 29- BAUMANN, W . Perspectives in methodology in Biomechanics of Sport . In: RODANO, R; FERRIGNO, G; SANTAMBROGIO, G . Proceedings of the Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports . Milano: Edi-Ermes, 1992. p. 97-104.
- 30- KRABBE, B . Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen - Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik . Aachen: Verlag Shaker, 1994. 173 p.

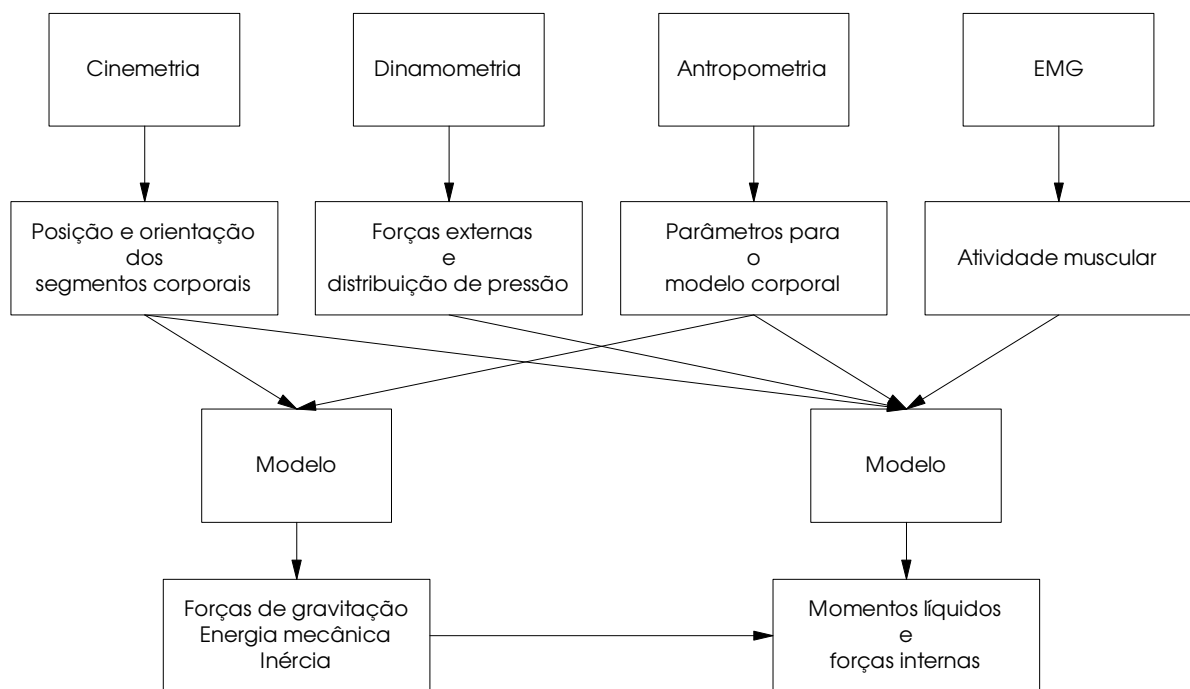


Figura 1. Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano segundo Baumann (6).

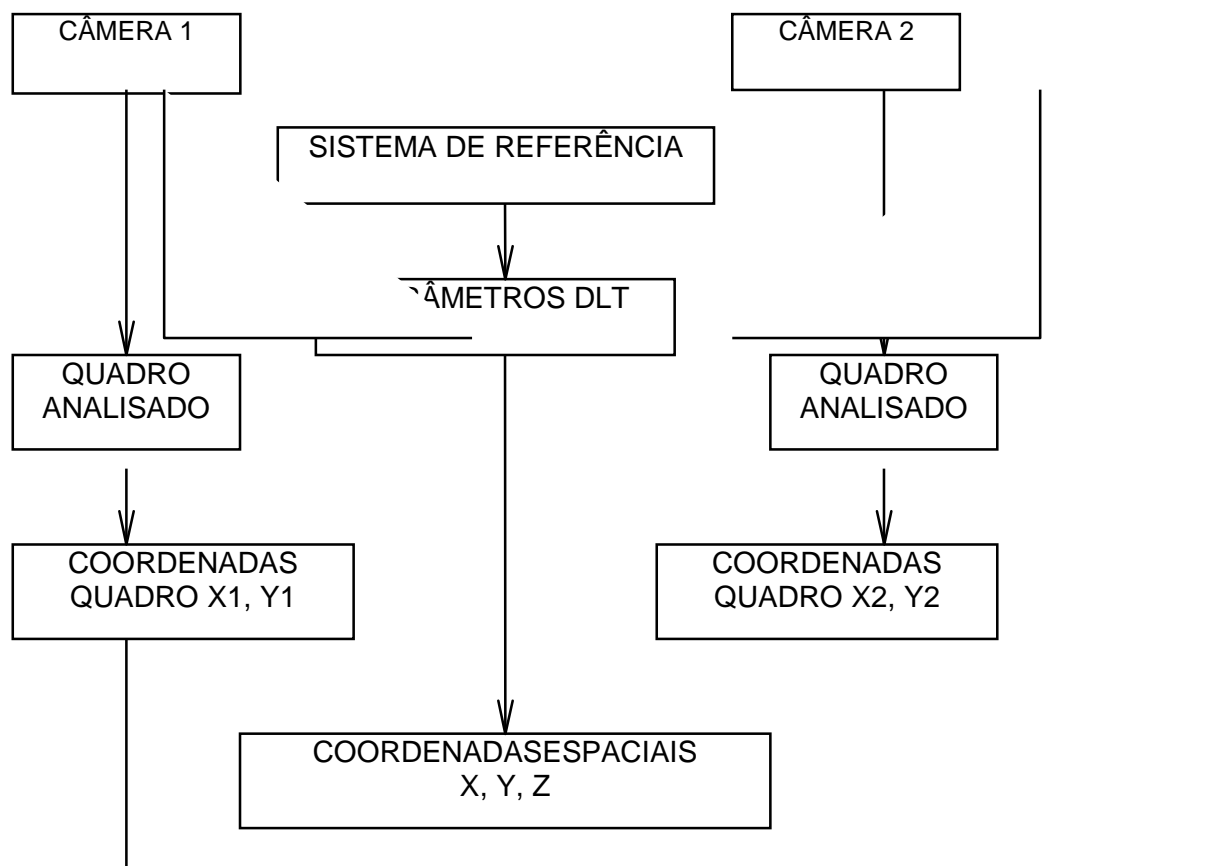


Figura 2. Etapas para determinação de coordenadas tridimensionais segundo o método DLT.
Adaptado de Amadio (5).

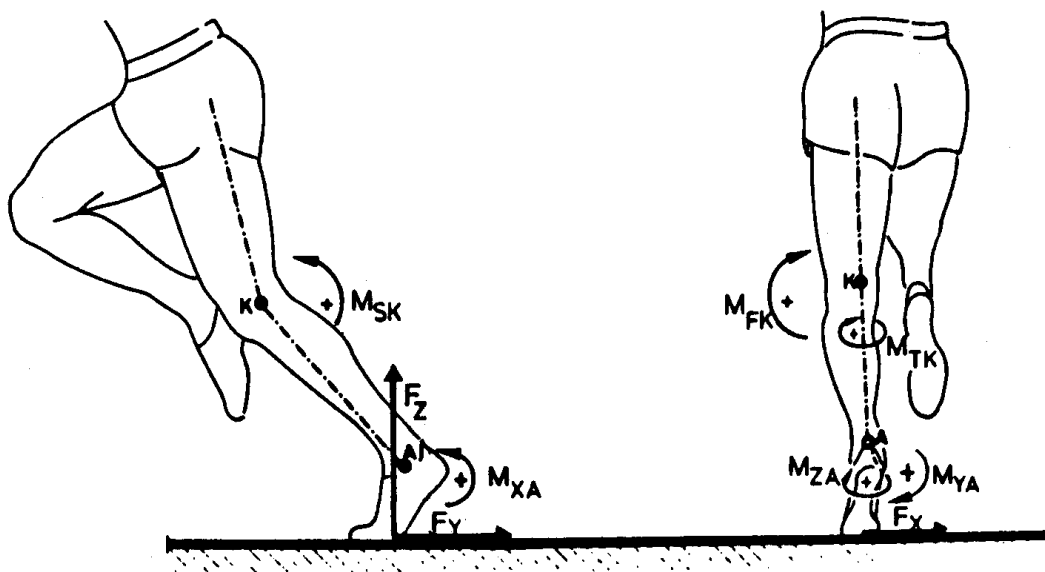


Figura 3: Modelo de segmento inferior para a determinação de forças internas a partir de dados da cinemática e da dinâmica. Adaptado de Baumann & Stucke (13).

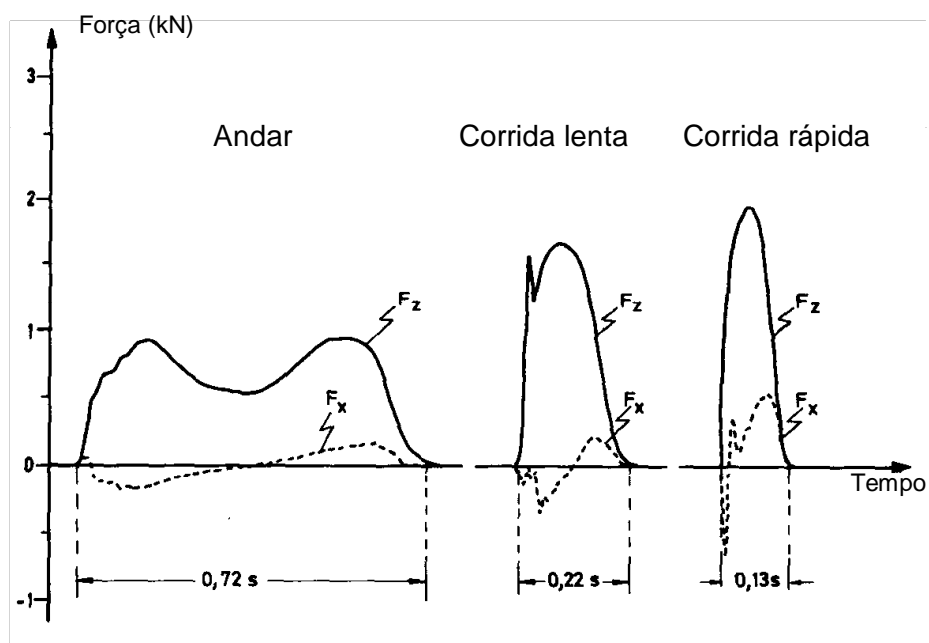


Figura 4: Curvas da função força X tempo para andar, corrida lenta e corrida rápida considerando-se as componentes horizontal (F_x) e vertical (F_z). Modificado de Schwirtz, Gross & Baumann, citados em Willimczick (16).

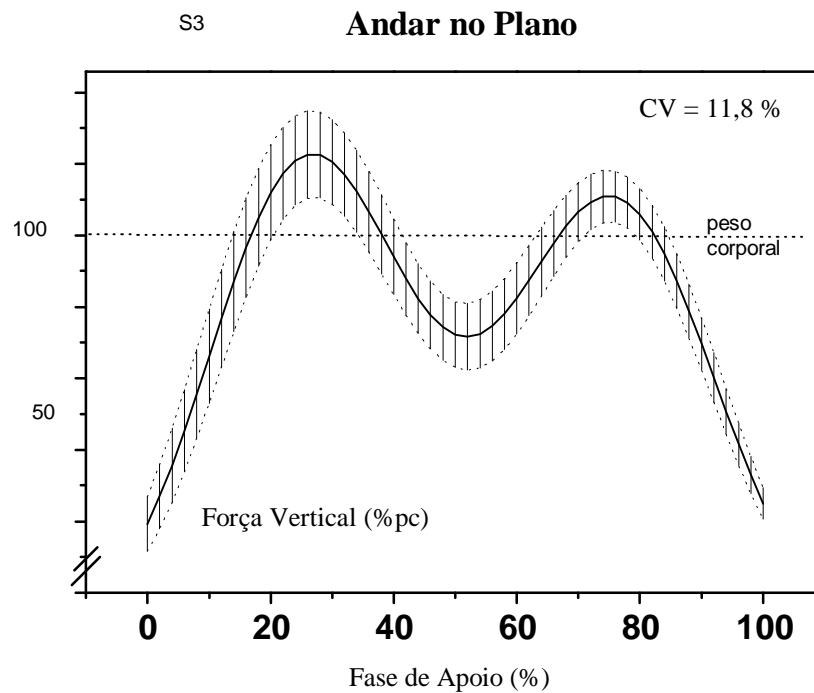


Figura 5: Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (F_z) da força reação do solo durante o andar. Adaptado de Lobo da Costa e Amadio (17).

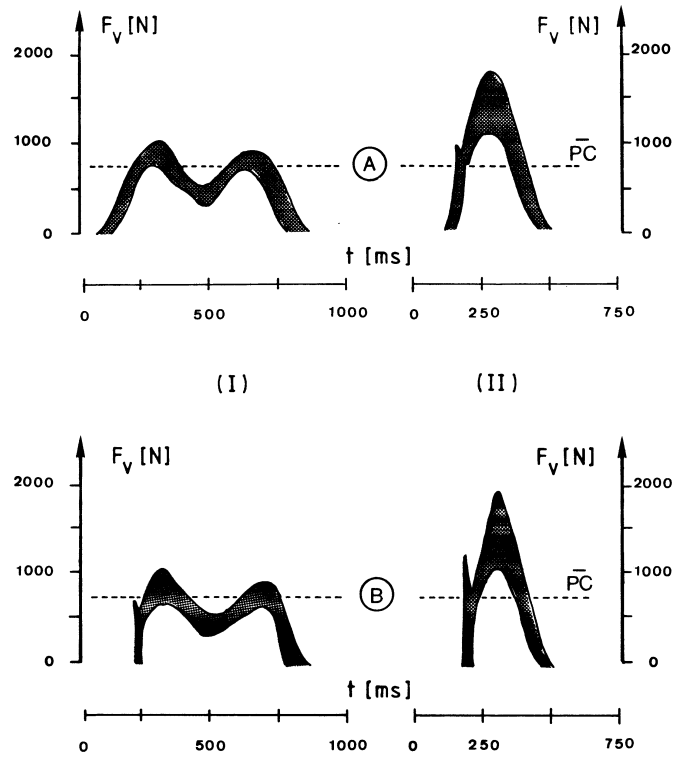


Figura 6: Relação força X tempo para as forças verticais de reação do solo no andar ($v=1.4$ m/s) (I) e correr ($v=2.4$ m/s) (II) com um idoso calçado com sapatos tipo tênis (A) e descalço (B), para FPA (68.2 anos, 68.0 kg, 167.2 cm, $n=6$), \overline{PC} = peso corporal. Adaptado de Serrão & Amadio (19).

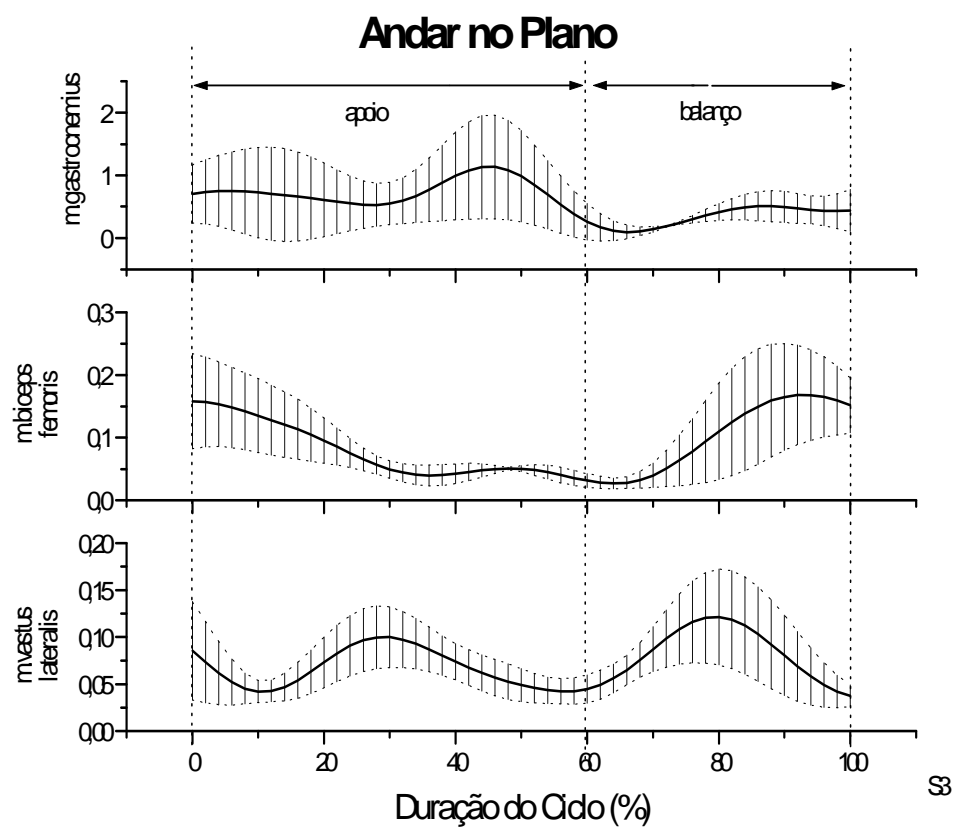
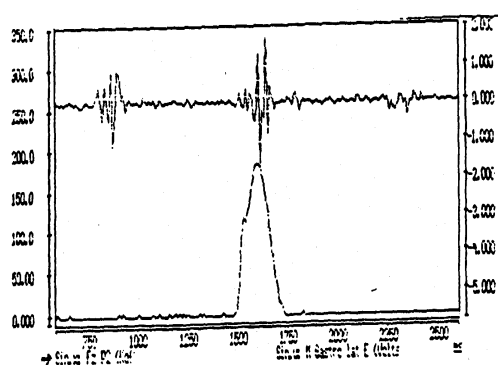
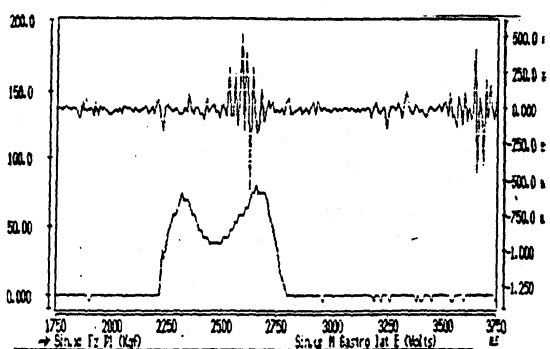
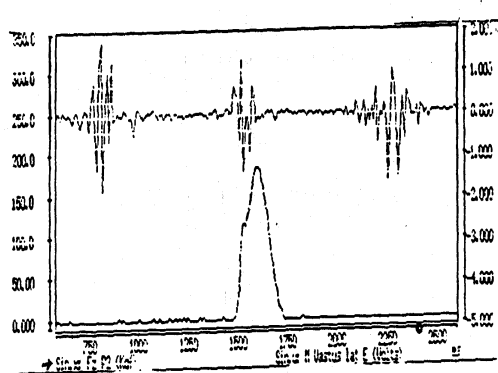
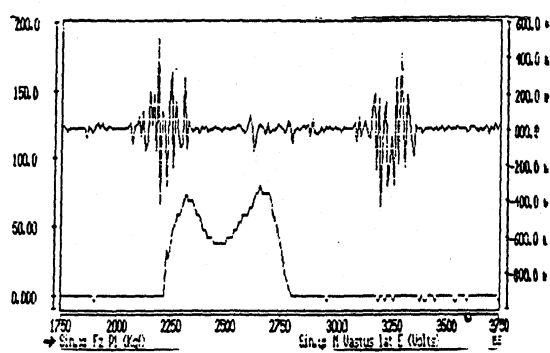


Figura 7: Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* durante o andar. Adaptado de Lobo Da Costa & Amadio (17).



(A)

(B)

Figura 8: Relação força X tempo para a componente vertical da força 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).

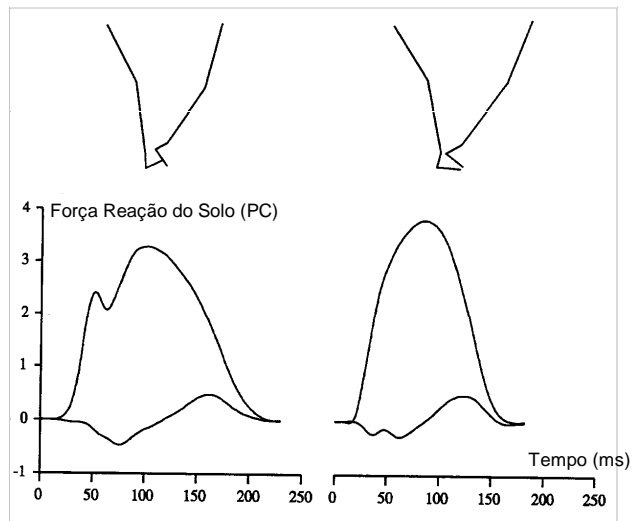


Figura 9: Cinegrama (acima) do primeiro e último contato com o solo e componente vertical da força de reação do solo (abaixo), para corredor de retropé (esquerda) antepé (direita), PC = peso corporal. Modificado de Krabbe (30).

DESTINATÁRIO:

REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA
SECRETARIA EXECUTIVA
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
ROD.WASHINGTON LUIS, Km 235, CAIXA POSTAL 676
CEP:13569-905 - SÃO CARLOS - SP

REMETENTE:

Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo
Av. Prof. Mello Moraes, 65, Cidade Universitária, 05508-900 - São Paulo, Brasil, tel. 011-818-3184,
fax.011-212-4141, e-mail acamadio@usp.br