

METODOLOGIA BIOMECÂNICA PARA O ESTUDO DAS FORÇAS INTERNAS AO APARELHO LOCOMOTOR: IMPORTÂNCIA E APLICAÇÕES NO MOVIMENTO HUMANO

Alberto Carlos Amadio

INTRODUÇÃO

Biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, de 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; 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 do próprio conhecimento científico. 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 se aplique na investigação do movimento. Seu atual estágio de desenvolvimento 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 humano. 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 no caso da biomecânica pode-se observar uma estreita relação entre as necessidades e exigências da prática do movimento humano.

O corpo humano 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. Em princípio deve-se considerar que a estrutura funcional do 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 autônomo e independente e assim acontece o movimento. Desta maneira definimos que a ciência que descreve, analisa, e modela os sistemas biológicos é a biomecânica, logo uma ciência de relações altamente interdisciplinares 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 (ZERNICKE, 1981).

Conhecimentos científicos 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 conseqüentemente do movimento esportivo, poderíamos apresentá-la subdividida em duas áreas de estudo: biomecânica interna e biomecânica externa.

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, referimo-nos ainda a uma biomecânica do esporte que se dedica 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 central de estudo. A biomecânica do esporte integra ainda outras áreas da ciência que também possuem 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 dois parâmetros: o qualitativo e o 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 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 que poderá envolver uma técnica ou um conjunto delas permitindo 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 variáveis do movimento nesta ampla base de dados, 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 consideradas. 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, a matemática, 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 superposição. Este dilema é típico de todas as ciências e ainda pertence a estrutura dinâmica de progresso no conhecimento científico onde sempre se busca a partir da superposição, um novo aspecto e ou explicações de fenômenos partindo de problemas interdisciplinares.

Considerando-se o movimento humano como o objeto central de estudos em educação física e esportes, analisamos suas causas e 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 deste movimento, 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, como, por exemplo, a combinação simultânea e sincronizada de procedimentos cinemáticos e dinâmicos tão comuns e necessários para a interpretação do movimento.

Todo estudo biomecânico depende da determinação de grandezas mecânicas, que podem ser interpretadas como propriedades do corpo humano em análise comportamental, ou mesmo entendidas no processo de desenvolvimento como sendo passível a alterações. Medir uma grandeza física significa estabelecer uma relação entre esta e uma grandeza-unidade de mesma natureza. 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 das mudanças que ocorrem, o que nos impede de traçar técnicas definitivas. Essas mudanças ocorrem no sentido tanto da pesquisa básica do desenvolvimento de equipamentos e materiais quanto nas aplicações da biomecânica (WOLTRING, 1992).

A determinação de forças internas assume destacada relevância científica e tecnológica na análise biomecânica do movimento humano. A partir da análise dessas forças, importantes considerações acerca do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor podem ser feitas, contribuindo de forma efetiva na busca de parâmetros de eficiência do movimento e/ou proteção do aparelho locomotor. As forças internas podem ser obtidas através de modelos físico-matemáticos aplicados ao corpo humano. Em função da simplificação da representação do aparelho locomotor, estes modelos permitem o cálculo dessas forças, a partir de variáveis oriundas da dinamometria, da cinemetria e da antropometria (AMADIO & DUARTE, 1996).

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 poderíamos relacionar (c) métodos combinados, que tentam conjugar as duas categorias anteriores, em função do problema científico a ser tratado.

Podemos 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, facilitando a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo e daí adaptando ao processamento de dados, o que permite medições dinâmicas. (c) Procedimentos Ópticos-eletrônicos (processamento de imagens) - representação óptica e geométrica do objeto a ser analisado. As análises e medições são feitas no modelo. São procedimentos indiretos uma vez que a análise é feita no modelo representado (ABDEL-AZIS & KARARA, 1971).

Quanto às técnicas de medição em biomecânica poderíamos 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, como já classificamos, pode ser dividida em interna e externa, dada a grande diferença de sua abordagem e aplicação. A Biomecânica Interna se preocupa com as forças internas, as 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*, que é 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, para 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 do cotidiano. A determinação das forças internas dos músculos e das articulações ainda é um problema metodológico não totalmente resolvido na biomecânica, mas

seguramente constitui-se a base fundamental para melhor compreensão de critérios para o controle de movimento (CHAO, 1986).

O sistema de comando estabelece uma sequência relacionada ao processo de ativação de centros nervosos para o controle de movimento. Esta sequência de ativação dos padrões musculares podem modificar-se em função de respostas do sistema sensorial periférico, do controle articular ou mesmo por ação de outros receptores. A interação entre o sistema nervoso central, sistema nervoso periférico e o sistema músculo-esquelético define a base de funcionamento e comando de movimento, que tem por pressuposto um modelo constituído, fundamentalmente segundo o princípio causa e efeito (VAUGHAN *et al.*, 1992), conforme ilustrado na FIGURA 1.

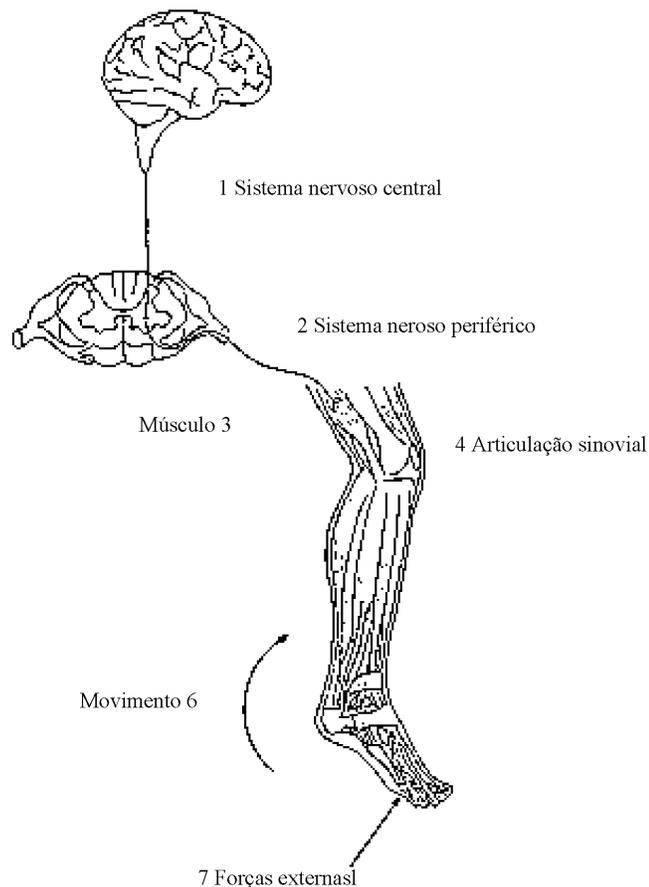


FIGURA 01 - Componentes que estabelecem a base funcional do sistema de comando e controle de movimento segundo modelo de natureza causa e efeito (adaptado de VAUGHAN *et al.* 1992).

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 ou de medições externas ao organismo, isto é, observadas exteriormente, ou de equações de estimação. Desta maneira, a biomecânica estrutura-se como um ramo de grande interação com áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento, em especial, ao 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 com seus métodos de medição. Somente desta forma é possível buscar métodos e medidas mais acurados e precisos para a modelagem do movimento humano. Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (WINTER 1990, AMADIO 1989, BAUMANN 1995). 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 02, onde observamos áreas para análise e medição do movimento de origem analítica e/ou experimental para a determinação destes parâmetros da biomecânica interna.

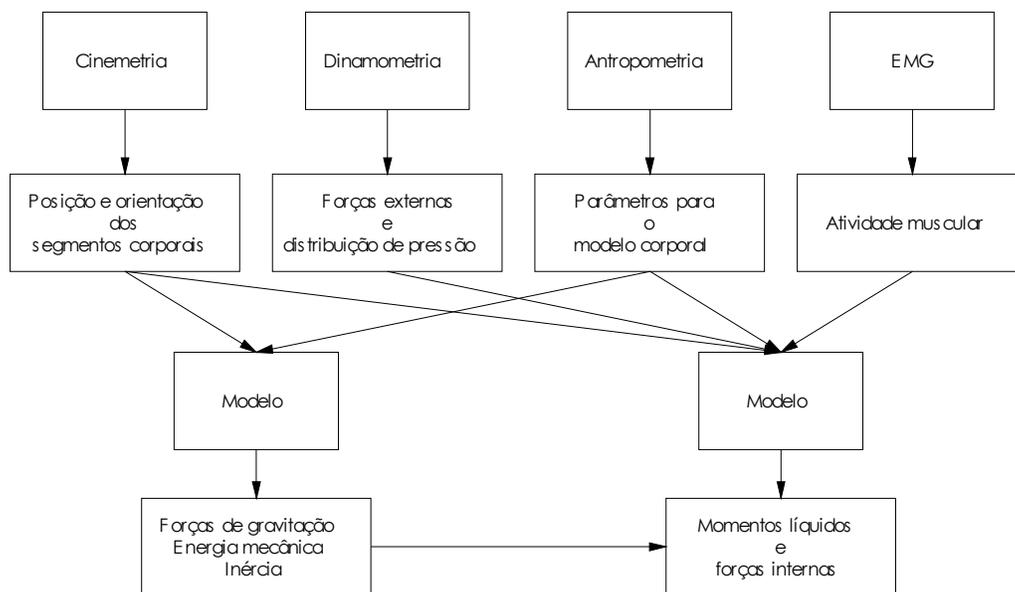


FIGURA 02 - Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano (adaptado de AMADIO, 1989, BAUMANN 1995).

CONSIDERAÇÕES SOBRE MODELOS NA DETERMINAÇÃO DE FORÇAS INTERNAS

Existem duas abordagens possíveis para a determinação das forças internas: a) direta e b) indireta, através de procedimento analítico indireto, utilizando-se de medidas externas e um modelo mecânico do sistema em questão. Há grande dificuldade na determinação de forças internas pelo método direto, pois implica fundamentalmente na colocação de transdutores dentro do corpo humano para desempenhar tal tarefa. São poucos os estudos neste campo, e tratam basicamente de inserção de transdutores de força diretamente no tecido biológico em seres humanos, ou de transdutores em endopróteses e órteses, que são então utilizadas pelo indivíduo.

Os transdutores de força inseridos diretamente no tecido biológico são colocados em estruturas como tendões, a maioria deles no tendão calcâneo, limitando-se a medir a força nesta estrutura. Os primeiros trabalhos em humanos foram feitos utilizando-se *strain-gauge* para medir a força de tração no tendão calcâneo (KOMI *et al.*, 1987). Com o desenvolvimento de transdutores mais compactos e de outros princípios, como transdutores

baseados em fibra ótica, estas medidas diretas têm se tornado menos traumáticas, mas ainda assim aplicável apenas em casos específicos (KOMI, 1995). Outro problema é que para a calibração do transdutor são utilizadas medidas indiretas, semelhantes àquelas dos procedimentos analíticos indiretos. Então, se o procedimento indireto é adequado para a calibração, este pode ser utilizado em outras situações e o método invasivo *in vivo* poderia ser evitado (BAUMANN, 1995). A colocação de transdutores em endopróteses e em órteses, substituindo um ou mais segmentos amputados, (BERGMANN *et al.*, 1993) tem permitido a medição direta de forças nestas estruturas, mas limitam-se a casos que reportam patologias específicas. Portanto, a determinação das forças internas deve ser executada indiretamente, por meio de modelos mecânicos do corpo e medidas simultâneas e sincronizadas das variáveis biomecânicas externas.

A determinação de forças internas por medidas indiretas tem sido alvo de muitos trabalhos desde os primeiros estudos de BRAUNE e FISHER, entre 1898-1904 sobre forças internas durante a marcha, onde os experimentos foram limitados pela falta de um instrumento adequado para medir a força de reação e seu ponto de aplicação. Uma análise mais avançada das forças internas durante a marcha foi feita por ELFTMAN, em 1938, já utilizando plataforma de força reação do solo. Os estudos que se seguiram, sofisticaram o modelo mecânico, aplicaram-no para diferentes movimentos e forças internas, e desenvolveram critérios de validação. Entre estes estudos se destacam o de PAUL, 1965; MORRISON, 1970; SEIREG & ARVIKAR, 1973; PEDOTTI *et al.*, 1978; CROWNINSHIELD & BRAND, 1981; PIERRYNOWSKI & MORRISON, 1985; GLITSCH, 1992; SIEBERTZ, 1994; KRABBE, 1994.

Numerosas técnicas analíticas e experimentais têm sido desenvolvidas para determinação indireta de forças internas. Analiticamente, a determinação de forças internas envolve 2 passos, como ilustrado na FIGURA 03 e em acordo com ALLARD *et. al.* (1995):

- a) a determinação de forças e momentos intersegmentares nas articulações, baseada nos dados cinemáticos e cinéticos (problema de dinâmica inversa); e
- b) a distribuição das forças e momentos intersegmentares entre os músculos e as forças de vínculo articulares.

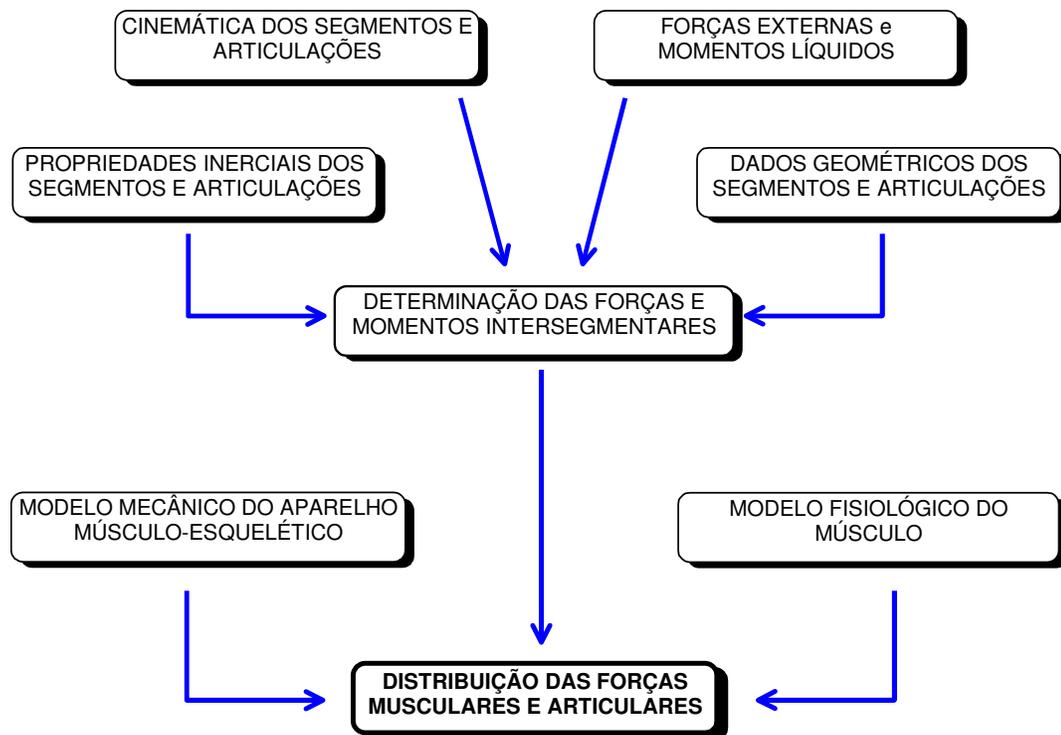


FIGURA 03 - Determinação analítica das forças musculares e articulares (adaptado de ALLARD *et al.*, 1995).

Na determinação das forças e momentos intersegmentares, as equações de movimento devem ser resolvidas inversamente, isto é, deduzir as forças a partir da cinemática, uma vez que não conhecemos as expressões literais para as forças agindo sobre os segmentos do modelo. Assim, utiliza-se o diagrama de corpo livre para o modelo de um segmento qualquer do corpo humano, de maneira exemplar, em duas dimensões, como ilustrado na FIGURA 04.

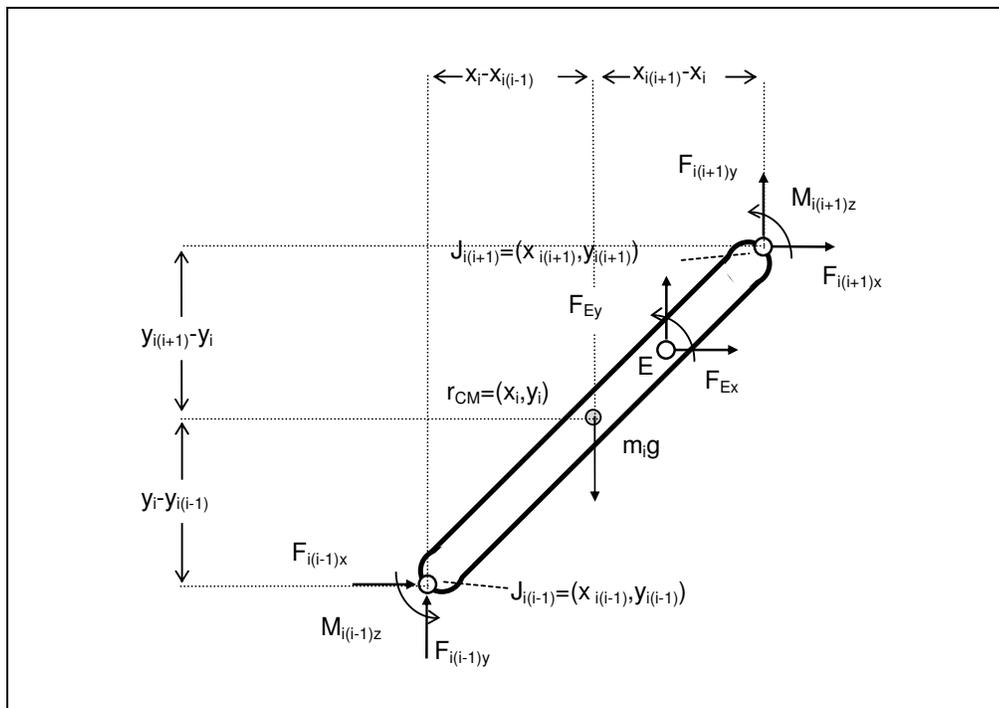


FIGURA 04 - Diagrama de corpo livre para um segmento genérico (adaptado de NIGG & HERZOG, 1994).

E as equações de movimento, na notação adotada, seriam:

para translação:

$$m_i \ddot{x}_i = F_{i(i+1)x} + F_{i(i-1)x} + F_{Ex}$$

$$m_i \ddot{y}_i = F_{i(i+1)y} + F_{i(i-1)y} - m_i g + F_{Ey}$$

para rotação:

$$I_{iz} \ddot{\theta}_{iz} = M_{i(i+1)z} + M_{i(i-1)z}$$

$$- (y_{i(i+1)} - y_i) F_{i(i+1)x} + (y_i - y_{i(i-1)}) F_{i(i-1)x} - (y_E - y_i) F_{Ex}$$

$$+ (x_{i(i+1)} - x_i) F_{i(i+1)y} + (x_i - x_{i(i-1)}) F_{i(i-1)y} + (x_E - x_i) F_{Ey}$$

onde:

θ_{iz} é o ângulo do eixo longitudinal do segmento entre as duas articulações $J_{i(i-1)}$ e $J_{i(i+1)}$;
 I_{iz} é o momento de inércia do segmento i sobre o eixo z passando pelo centro de massa;
 F_E é uma força externa sobre o ponto E .

Neste sistema de equações de movimento, as forças que causam o movimento não são conhecidas, mas sim seus efeitos e as posições dos segmentos, observando-se o movimento. Portanto a resolução deste sistema não pode ser feita pelo método tradicional de

integração (SYMON, 1986), mas sim pelo caminho inverso, a derivação numérica dos dados. Este problema é definido como o "*problema de dinâmica inversa*" em biomecânica como ilustrado na FIGURA 5. Há dois procedimentos para a interpretação deste problema de dinâmica inversa:

a) o primeiro é medir experimentalmente os dados das posições dos segmentos e diferenciá-los numericamente para obter as velocidades e acelerações correspondentes. Substituindo estes dados cinemáticos nas equações de movimento e conhecendo as medidas antropométricas, pode-se obter um sistema de equações algébricas onde somente as forças são desconhecidas. No entanto, os erros nas medidas antropométricas e a diferenciação numérica, que determina os erros experimentais na medida das posições, podem comprometer a confiança nos resultados obtidos;

b) o segundo procedimento utiliza um processo iterativo para determinar as forças que minimizarão a energia total no movimento, utilizando então critérios de otimização para minimizar a energia. O problema é que a seleção destes critérios necessita de fundamentos fisiológicos e que os valores específicos para as forças de vínculo não podem ser determinados *a priori*. Resalte-se que estamos nos referindo a critérios de otimização para as forças e momentos externos e não para as forças internas.

A dinâmica inversa, juntamente com o modelamento do corpo humano em segmentos articulados, apresenta-se como a alternativa mais adequada à determinação das forças internas (AN *et al.* 1995). O método direto usado para medir as forças internas é extremamente invasivo e na maioria das vezes impróprio para a rotina diária enquanto que a dinâmica inversa, como método indireto, é mais indicada quando o objetivo é estudar o controle neuro-muscular do sistema músculo-esquelético, e seu modelamento exige uma precisão maior nos dados anatômicos, ainda não totalmente disponível na literatura especializada.

A dinâmica inversa é uma poderosa ferramenta para o cálculo das resultantes das forças musculares nas articulações (BAUMANN, 1995). O processo consiste, portanto, em obter a descrição cinemática do movimento, os dados antropométricos do modelo anatômico e as medidas de forças externas ao sistema, que no caso do andar humano é a força de reação do solo, para definir as equações do movimento, conforme ilustrado na FIGURA 05.

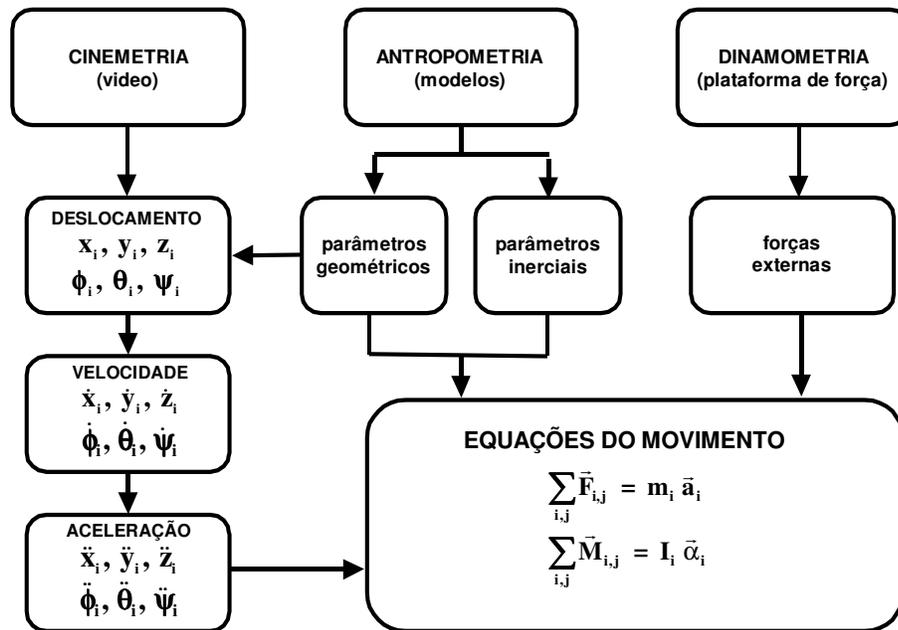


FIGURA 05 - Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizados para a definição das equações do movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa (DALLA VECCHIA, 1998).

Através de modelo antropométrico estabelece-se as propriedades físicas do corpo humano estudado, tais como: propriedades geométricas; que envolvem medidas de comprimento, área e volume dos segmentos e propriedades inerciais, envolvendo medidas de massa, centro de gravidade e momento de inércia dos segmentos. Embora as grandezas físicas a serem determinadas pela antropometria sejam conceitualmente simples, a sua medida no corpo humano *in vivo* implica em muitas dificuldades. Geralmente muito esforço é gasto na formulação das equações que governam um modelo em biomecânica, e em contraste, as propriedades físicas de entrada são retiradas dos dados da literatura disponível, que nem sempre são adequados à investigação ou aplicação em andamento. Ainda que muitas estruturas biológicas sejam de limitado interesse para determinação de forças internas em biomecânica, um complexo modelo músculo-esquelético do corpo humano ainda se constitui num formidável desafio (ALLARD *et al.*, 1995). Existem diversos métodos para a determinação experimental das propriedades inerciais. A literatura aponta fundamentalmente para seis principais modelos teóricos assim classificados: o modelo de Hanavan (HANAVAN, 1964), o método fotogramétrico (JENSEN, 1989), o modelo de Hatze (HATZE, 1980), o modelo de Yeadon (YEADON, 1989), o modelo de Zatsiorsky (ZATSIORSKY & SELUYANOV, 1983) e equações de regressão (DRILLIS & CONTINI, 1966).

Um exame do sistema muscular do membro inferior revela 38 músculos de importância para um modelamento detalhado. Muitos músculos são particionados em duas ou mais estruturas devido a considerações funcionais, como por exemplo, distintas linhas de ação de força. Ao todo, são 47 músculos que formam o complexo sistema muscular dos membros inferiores (CROWNINSHIELD & BRAND, 1981). Como veremos, o aparelho locomotor é extremamente redundante, apresentando mais músculos do que seria necessário para executar o movimento observado (BERNSTEIN, 1967).

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, reduzir a exatidão ou resolução de parâmetros da Mecânica (DUARTE & AMADIO, 1993). Segundo CHAO (1986), se assumirmos que os segmentos dos membros do corpo humano podem ser idealizados 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. 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 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 muitos 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, reduzindo assim o número de elementos desconhecidos.

O desenvolvimento de modelos para a análise do movimento, particularmente para determinação 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.

O corpo humano constitui uma estrutura por demais complexa para ser reproduzido em detalhes por um modelo. Invariavelmente, mesmo em um modelo complexo para uma característica, ele apresenta um elevado grau de simplificação sob outro aspecto. Por exemplo, a descrição do andar parte de um modelo de um segmento considerando apenas o membro inferior para até um modelo de 17 segmentos considerando o corpo inteiro (MILLER, 1979). Em outro exemplo, CROWNINSHIELD & BRAND em 1981, modelaram o segmento inferior do corpo num complexo modelo de 47 músculos, mas considerando o segmento inferior composto por estruturas rígidas. BAUMANN & STUCKE em 1980, consideraram os segmentos como estruturas deformáveis, admitindo deslocamento de massa, num modelo bastante complexo, mas com as ações musculares sendo representadas por grupos musculares, reduzindo bastante o número de linhas de força.

No desenvolvimento de um modelo mecânico para o sistema músculo-esquelético do corpo ou de segmentos específicos geralmente é considerado que a estrutura esquelética é mantida em equilíbrio por tensões musculares. Todos os músculos considerados no modelo são tratados como forças de tensão, dirigidas ao longo das linhas de ligação entre os pontos de origem e inserção (HERZOG, 1987 e BAUMANN, 1992). Então o modelo mecânico consistirá de estruturas rígidas, representando os segmentos corporais, unidos por juntas com graus de liberdade variáveis em função da articulação modelada e da complexidade do modelo. Estes segmentos são ligados, em pontos específicos, por linhas de ação representando os músculos.

Um dos grandes problemas da biomecânica é a natureza mecanicamente redundante do sistema músculo-esquelético, havendo músculos que podem desempenhar

funções sinérgicas. Desde que há mais músculos presentes do que são requeridos para produzir qualquer situação de equilíbrio estático ou padrão de deslocamento observado pela cinemática, as equações clássicas de análise cinética não permitem uma solução única das forças musculares cruzando as articulações. O sistema é indeterminado, uma vez que há mais incógnitas do que equações (GLITSCH, 1992), como exemplifica o modelo da FIGURA 06, para o segmento inferior.

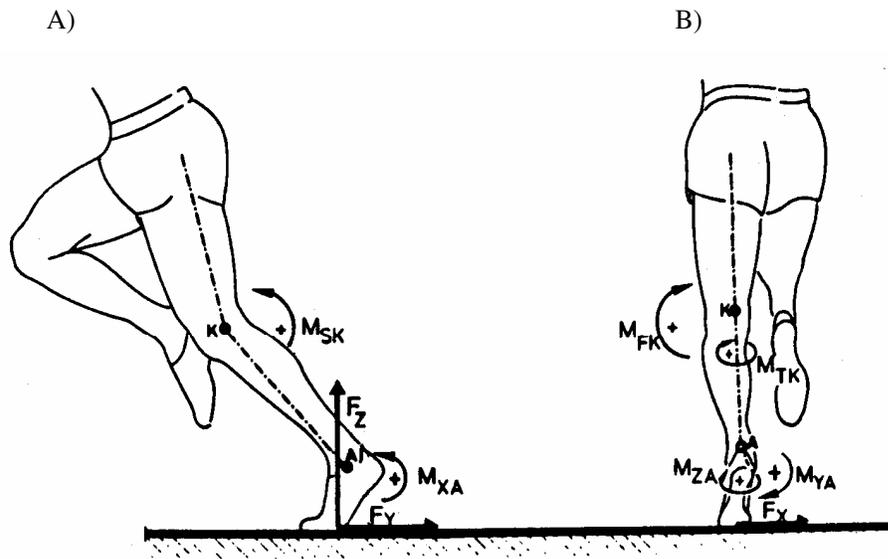


FIGURA 06 - Modelo de segmento inferior e definição da convenção dos momentos articulares no plano sagital (A) (M_{sk} e M_{xa}) e plano frontal (B) (M_{fk} e M_{ya}); considerando-se dados da cinemática (coordenadas espaciais para joelho e tornozelo) e da dinâmica da força reação do solo (adaptado de BAUMANN e STUCKE, 1980 e GLITSCH, 1992).

Portanto com o auxílio do modelo supra referido (FIGURA 06) buscamos a determinação de parâmetros biomecânicos de sobrecarga, baseando-nos fundamentalmente na quantificação do momento de rotação na articulação, como indicador de força interna, da seguinte forma:

Momento = força * braço de alavanca

Sendo que o Momento da força externa é compensado através do momento das forças internas, assim, podemos escrever pelo Princípio Mecânico da conservação de movimento:

Momento das forças externas = Momento das forças internas

portanto:

Σ Momento de rotação externa + Σ Momento de rotação interna = Zero

logo:

Momento de rotação interna + Momento articular = Zero

Desta maneira podemos deduzir que a força articular transferida da articulação distal para a proximal pode ser determinada, conceitualmente, da seguinte forma:

Σ forças externas + Σ forças musculares + Σ força de ligamentos = Força articular

Algumas limitações devem ser consideradas em relação à utilização do modelo no processamento destas forças internas, entre elas a falta conhecimento sobre o princípio do recrutamento da força muscular humana e a função como ela se distribui. Assim, buscamos através do princípio da minimização de forças e tensões, uma possível resolução para estes parâmetros internos indicadores da sobrecarga mecânica ao aparelho locomotor. Claramente este sistema é indeterminado, uma vez que temos mais incógnitas, forças musculares e forças de contato articular, do que equações. Este sistema matematicamente indeterminado é um problema de distribuição e envolve calcular as forças internas agindo no sistema músculo-esquelético usando as forças e momentos articulares conhecidos. Com o objetivo de acharmos uma solução para o problema, o sistema é tornado determinado de duas maneiras: a) ou reduzindo o número de incógnitas (método de redução); b) ou aumentando o número de equações do sistema (método de otimização) até que o número de equações e incógnitas seja o mesmo.

O método de redução tem sido utilizado na determinação de forças internas no quadril (PAUL, 1965 e PAUWELS, 1980), joelho (GLITSCH, 1992) e tornozelo (SUTHERLAND *et al.*, 1980 e STUCKE, 1984) durante o andar normal. Neste método, é feito uma série de simplificações funcionais e anatômicas para reduzir o número de estruturas agentes de forças cruzando uma articulação. Músculos com funções similares ou com inserções e orientações anatômicas comuns podem ser agrupados juntos, e a eletromiografia indicaria quais são os músculos ativos ou inativos que possam ser eliminados. No método de redução geralmente se analisa sistemas articulares isolados. A ação biarticular de determinados músculos, tais como o reto femoral ou o gastrocnêmio, não são levadas em conta. A co-ativação de músculos antagônicos é ignorada com o objetivo de simplificar a análise.

Num sistema indeterminado onde existem infinitas soluções, elas são obtidas somente com uma significativa simplificação da anatomia funcional. Um método de solução sem tais simplificações é o que procura uma solução ótima do sistema segundo algum critério

de maximização ou minimização de uma variável do sistema. A solução do sistema indeterminado é obtida formulando uma função custo e utilizando uma técnica de otimização matemática. A função custo fornece a base para comparação das diversas soluções, e a melhor solução é obtida pelo algoritmo de otimização. A consideração de otimização assume que a divisão da carga mecânica entre os músculos segue certas regras adquiridas de controle motor e que a estratégia de recrutamento muscular é governada por certos critérios fisiológicos que buscam a eficiência funcional. O método de otimização não é somente uma forma elegante e mais completa de resolver o sistema indeterminado, mas é um método mais realístico por acreditar que a natureza procura a eficiência do corpo humano, como já afirmavam os irmãos Weber, em 1836, dizendo que a locomoção é realizada de tal modo para otimizar, ou seja, minimizar o custo metabólico.

Os problemas de otimização, em geral, são definidos por três quantidades: a função custo, as variáveis de *design*, e as funções de vínculo. A função custo é a função a ser otimizada. Para o problema de distribuição em biomecânica, a seleção e justificação do critério ótimo tem sido um dos grandes problemas. Uma grande variedade de funções custo tem sido utilizadas com sucessos diferentes. Os critérios, segundo a natureza do método de otimização, podem ser agrupados em lineares e não lineares. Os primeiros critérios de otimização desenvolvidos postulavam que a força muscular total ou o trabalho muscular utilizado deve ser o mínimo possível, portanto são as funções custo que estão sendo minimizadas (SEIREG & ARVIKAR, 1973 e ZAJAC & WINTERS, 1990). As variáveis de *design* são as variáveis que são sistematicamente alteradas até que a função custo seja otimizada e todas as funções de vínculo sejam satisfeitas. As variáveis de *design* devem estar contidas na função custo, e para o problema de distribuição, elas geralmente são as magnitudes de cada força muscular. As funções de vínculo restringem a solução do método de otimização para certas condições de contorno. Por exemplo, as forças musculares devem ser maior ou igual a zero, uma vez que o músculo só pode fazer força de tração.

Diversos métodos têm sido propostos baseados em critérios fisiológicos, isto é, no tipo de fibras, áreas da secção transversal dos músculos, ângulo de penetração, densidade e massa do músculo, velocidade de contração, entre outros critérios (PIERRYNOWSKI & MORRISON, 1985; CROWNINSHIELD & BRAND, 1981 e BRAND *et al.*, 1982). O método de otimização no entanto, também apresenta limitações. Primeiro, o cálculo das forças transmitidas pelas estruturas no joelho tem sido simplificado, ignorando os ligamentos e seus processos de controle de movimento (vínculos). Segundo, em alguns critérios de otimização

(principalmente os critérios lineares) a atividade muscular dos antagonistas não é adequadamente estimada.

Através da FIGURA 07 podemos observar os momentos intersegmentares para as articulações do tornozelo e joelho. Esses valores apresentam-se normalizados no tempo, considerando-se o apoio simples do ciclo do andar para análise do movimento observado (n=20). Demonstra-se, através do Coeficiente de Variação (CV), o grau de incerteza na determinação deste parâmetro, calculado em função da variabilidade intrínseca do movimento estudado. Assim, através destes momentos intersegmentares, têm-se a representação funcional da ação muscular sobre a estrutura articular, gerando momentos de força muscular responsáveis pelo movimento em si, bem como pelo controle e regulação deste movimento, em acordo com DALLA VECCHIA (1998).

Observa-se ainda grande estabilidade nestes valores de CV ao compararmos com os dados de WINTER (1991), que determinou valores para 10 tentativas na mesma fase do ciclo do andar em cadência natural, CV determinado para comparação intra-sujeito de 37% e 16% para os momentos intersegmentares determinados em função da articulação do joelho e tornozelo respectivamente. Nossos resultados correspondentes apresentam os valores de 23.2% e 24.1% para as mesmas articulações.

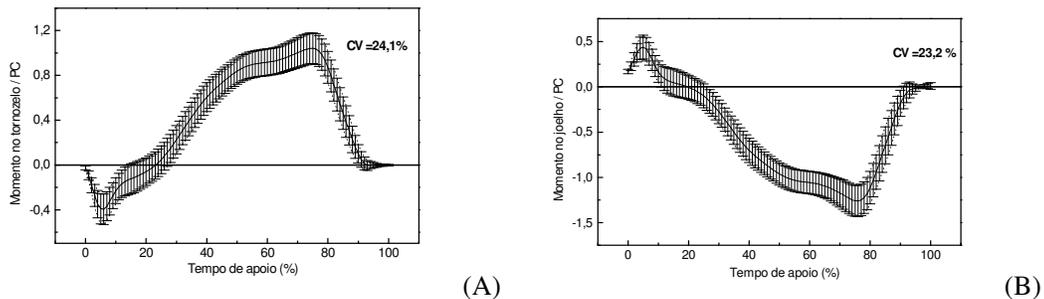


FIGURA 07 - Momentos intersegmentares para a articulação do tornozelo (A) e do joelho (B), relativos ao peso corporal (PC) durante o tempo de apoio para o ciclo da marcha e respectivos valores do coeficiente de variação (CV), (DALLA VECCHIA, 1998).

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 científico e tecnológico que observamos atualmente, 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 do movimento humano de maneira mais precisa e científica.

Apresentamos a discussão metodológica dos parâmetros de sobrecarga do aparelho locomotor, em função de duas razões fundamentais: (a) apresentação das dependências dos parâmetros dinâmicos em relação à sua determinação e melhor interpretação dos valores apresentados na literatura; (b) possibilitar o cálculo dos parâmetros de sobrecarga. Portanto a sobrecarga do aparelho locomotor foi tema tratado de forma metodológica, com a preocupação de ilustrar o significado das forças de reação do solo, suas componentes e demais parâmetros de orientação e posição dos segmentos corporais para a determinação e dimensionamento da sobrecarga mecânica no aparelho locomotor. Portanto, a análise biomecânica da fase de apoio não é somente necessária para a descrição da estrutura de movimento, como também para a determinação dos parâmetros na análise quantitativa da referida sobrecarga. Neste sentido, pode-se definir o conceito de sobrecarga, que é designada pela ação de forças que atuam sobre determinadas estruturas ou elementos estruturais, por exemplo, forças articulares quando duas superfícies articulares são comprimidas; forças musculares, definidas pelo desenvolvimento de diferentes formas de trabalho no músculo; forças de tração que são transmitidas pelos tendões; e outras.

Os parâmetros que definem a sobrecarga articular, são calculados através de *output* numérico do ponto de aplicação da força e da magnitude da força reação do solo, combinada com o ponto da coordenada espacial do centro da articulação, isto é, os parâmetros da biomecânica interna são quantificados com a ajuda de um modelo onde as características cinemáticas, dinâmicas e antropométricas, que são medidas diretamente, são utilizadas simultaneamente. Portanto, para o cálculo destes parâmetros buscam-se referências em equações e modelos, em relação aos quais devemos considerar: (a) a análise do movimento poderá ser limitada às reconstruções bi ou tridimensionais; (b) existem respostas que restringem as aplicações dos modelos em função de não considerarmos força de atrito e deslocamento de massa muscular que ocorre em função do choque mecânico no movimento.

O vetor força não é aplicado diretamente no centro da articulação durante a fase de apoio, e assim as forças, juntamente com os braços de alavanca correspondente, dão

origem ao momento de rotação. Através da FIGURA 08, representamos o diagrama vetorial da força reação do solo em relação ao deslocamento do ponto de aplicação da força resultante no plano sagital, e ainda, com relação às posições do segmento inferior, obtido à partir das coordenadas dos eixos articulares do referido segmento por meio da cinemetria. Essa visualização vetorial da força reação do solo caracteriza a aceleração do centro de gravidade na direção do movimento. Portanto, a FIGURA 08 demonstra a importância destes valores, obtidos à partir da plataforma de força sincronizada com o registro cinemático das coordenadas do segmento inferior, para a interpretação dinâmica do salto e ainda para outros cálculos de determinação da grandeza da sobrecarga mecânica que o segmento inferior controla durante o movimento.

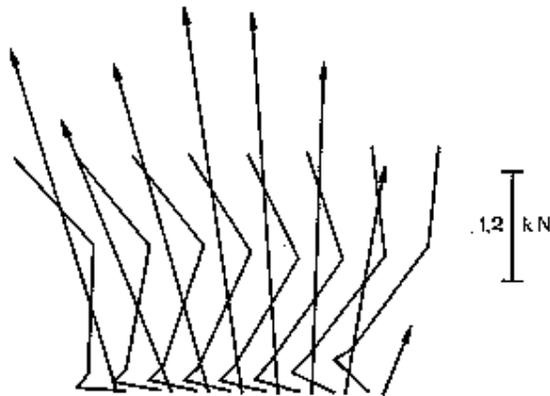


FIGURA 08 - Representação vetorial da força de reação do solo resultante no plano sagital, relativa à posição do segmento inferior durante a fase de apoio para o salto triplo no atletismo, parâmetros considerados para o cálculo das grandezas de sobrecarga mecânica (AMADIO, 1989).

Com base nos procedimentos metodológicos descritos e baseando-se nos parâmetros indicadores da sobrecarga mecânica do segmento inferior, AMADIO & BAUMANN (1990) determinam, para a fase de apoio do salto triplo (*Hop* – primeiro apoio) o momento da força muscular resultante sobre as articulações do tornozelo e joelho, momentos estes que existem em função da força reação do solo e posição do segmento e apresentam, conseqüentemente, resposta de ação muscular em forma de momento resultante, para que haja controle de movimento. Esse momento é, portanto, parâmetro indicador que quantifica sobrecarga muscular e articular, conforme a figura abaixo.

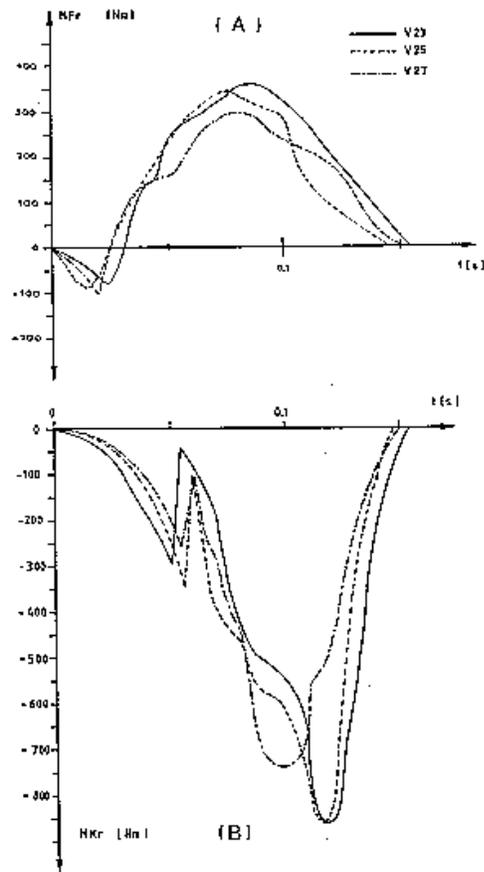


FIGURA 09 - Momento de força muscular resultante durante a fase de apoio (salto triplo, Hop – primeiro salto), considerando-se articulação do tornozelo (A) e articulação do joelho (B), segundo AMADIO & BAUMANN (1990).

Apresentamos ainda através da FIGURA 10, a quantificação de parâmetros de sobrecarga para o aparelho locomotor, considerando-se distintas disciplinas atléticas comparadas às solicitações que ocorrem durante a fase de apoio com o solo na marcha humana. Estes parâmetros indicadores da sobrecarga mecânica foram determinados através de rotinas e formalismos de cálculo, conforme metodologia anteriormente discutida e estão representados numa hierarquia entre as estruturas de movimento de maior solicitação mecânica na prática esportiva.

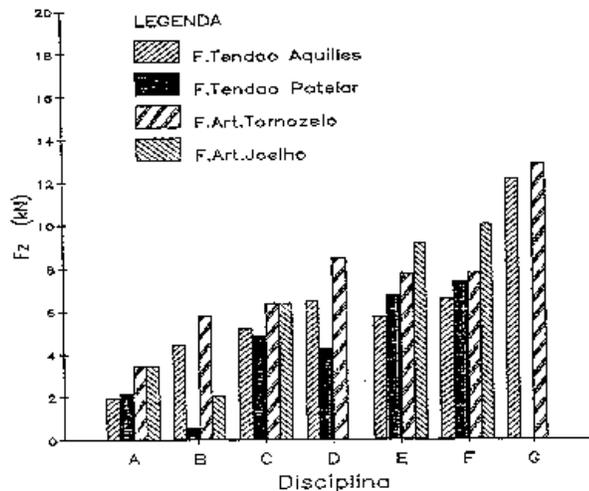


FIGURA 10 - Valores médios para momentos de força e forças articulares máximas entre os parâmetros selecionados das forças internas durante a fase de apoio com o solo para o segmento inferior para diferentes movimentos. (A) marcha voluntária, (B) marcha atlética, (C) jogging 3,5 m/s, (D) sprint 6,0 m/s, (E) ataque frontal no vôleibol, (F) salto em distância 6,27 m; (G) salto mortal de costas na Ginástica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEL-AZIZ, Y.I. & KARARA, H.M.: 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 (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry, (1971).
- ALLARD, P., STOKES, A. F. & BLANCHI, J. P. (eds): Three-dimensional analysis of human movement. Human Kinetics, Champaign, 1995.
- AMADIO, A.C.: Fundamentos da Biomecânica do esporte: Considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento. Tese (Livre Docência) EEFUSP, 1989.
- AMADIO, A.C.; DUARTE, M.: Fundamentos biomecânicos para análise do movimento. 162p., São Paulo, (1996)
- AMADIO AC, BAUMANN W (1990). Kinetic and Electromyographical analysis of the triple jump (in) Techniques in Athletics - Conference Proceedings, pp.751-752, Köln, Sport und Buch Strauss.

- AN, K-N; KAUFMAN, K.R & CHAO, E. Y-S. "Estimation of muscle and joint forces". In: ALLARD, P., STOKES, I.A.F. & BLANCHI, J.P. (eds.). Ch.10. Estimation of Muscle and Joint Forces. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- BAUMANN W. & STUCKE H. (1980). Sportspezifische Belastungen aus der Sichte der Biomechanik. (in) H.Cotta, H.Krahl, K.Steinbrück (eds.): Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates. (pp. 55-64), Georg Thieme Verlag.
- BAUMANN, W.: Perspectives in methodology in Biomechanics of Sport. (Pp. 97-104), (in) Rodano, R., Ferrigno, G., Santambrogio, G.: Proceedings of the Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, Edi-Ermes, Milano, (1992)
- BAUMANN, W.: Procedimentos para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano - aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. In: David, A.C.; Fonseca, J.C.P., (ed) VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, Brasília, DF, 1995.
- BRAND RA, CROWNINSHIELD RD, WITTSTOCK CE, PEDERSEN DR, CLARK CR (1982). A Model of lower extremity muscular anatomy. Journal of Biomechanical Engineering 104:304-310.
- BERGMANN, G. GRAICHEN, F. & ROHLMANN, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J. Biomechanics. 26, 969-990, 1993.
- BERNSTEIN, N. The co-ordination and regulation of movements. London, Pergamon Press, 1967.
- CHAO E Y S (1986). Biomechanics of the Human Gait. (in) Schmid-Schönbein G, Woo S.L.Y, Zweifach (eds.) Frontiers in Biomechanics, (pp.225 - 242), New York, Springer Verlag.
- CROWNINSHIELD R D & BRAND R A (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J. Biomechanics. 14(11) 793-801.
- DALLA VECCHIA, E.: Aspectos Metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. Dissertação de Mestrado, IF-USP, Física do estado sólido, 127 pág, São Paulo, (1998).
- DUARTE. M. & AMADIO, A. C.: Revisão sobre o formalismo lagrangeano. In: Avila, A.O.V.& Mota, C.B (ed) V Congresso Brasileiro de Biomecânica, Santa Maria, RS: 187-192, 1993.
- DRILLIS, R. & CONTINI, R.: Body segment parameters. Report 1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department Health, Education and Welfare, new York, 1966.
- ELFTMAN, H. Forces and energy changes in the leg during walking. Am. J. Physiology, 125(2) 339-356, 1938.
- FRIEDERISCH, J. A. & BRAND, R. A.: Muscle fiber architecture in the human lower limb. J. Biomechanics. 23(1) 91-95, 1990.
- GLITSCH U (1992). Einsatz verschiedener Optimierungsansätze zur komplexen Belastungsanalyse der unteren Extremität. Institut fuer Biomechanik - DSHS Köln, Dissertation Doktor Sportwissenschaften, Koeln.

- HATZE H (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values for anthropomorphic segments. J. Biomechanics 13, 833-43.
- HERZOG, W.: Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. J. Neuroscience Methods. 21, 167-179, 1987.
- HANAVAN, E. P.: A mathematical model of the human body. AMRL-Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 64-102, 1964.
- JENSEN, R.K.: Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. Med. Sci. Sports Exerc. 22 (6/7): 529-36 (1989).
- KOMI PV, JÄRVINEN M, KOKKO O (1987). In vivo registration of achillestendon forces in man. I Methodological development. Int. J. Sports Med. 8, 3-8, (supplement).
- KOMI, P. V.; Selected issues in neuromuscular performance. Proceedings of the Ninth Biomechanics Seminar. Eds.: Högfors, C. & Andréasson, G. Vol(9) 120-133, Göteborg, 1995.
- KRABBE, B.: Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen - Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik. Verlag Shaker, Aachen, (1994).
- MILLER, D.I.: Modelling in biomechanics: an overview. Med. Sci. Sp. 11(2): 115-22, 1979.
- MORISSON N (1970). The mechanics of knee joint in relation to normal walking. J. Biomechanics, 3, 51-61.
- NIGG, B.M.; HERZOG W. (1994). Biomechanics of musculo-skeletal system. New York, John Wiley & Sons.
- PAUL, J. P.: Bio-engineering studies of the forces transmitted by joints -II: engineering analysis. Biomechanics and related bioengineering topics. In: Kenedi, R. M., Pergamon Press, Oxford, 369-380, 1965.
- PAUWELS F (1980). Biomechanics of the locomotor apparatus. Contributions on the functional Anatomy of the Locomotor Apparatus. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- PEDOTTI A, KRISHNAN V V, STARK L (1978). Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. Mathematical Biosciences. 38, 57-76.
- PIERRYNOWSKI, M R & MORRISON J B (1985). Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: a physiological solution. Mathematical Biosciences. 43, 68-101.
- SEIREG, A. & ARVIKAR, R. J.: A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. J. Biomechanics. 6, 313-326, 1973.
- STUCKE, H. (1984). Zu Dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenkes und seines Sehnen- und Bandapparates. Dissertation Doktor Sportwissenschaften, Institut für Biomechanik, DSHS-Köln.
- SIEBERTZ K M (1994). Biomechanische belastungsanalysen unter berücksitigung der leichtbauweise des bewegungsapparats. Doktorarbeit, RWTH, Aachen.

- SUTHERLAND, D.; COOPER, L.; DANIEL, D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.62A, p.354-63, 1980.
- SYMON, K. R. Mecânica. Ed.: Campus, 2ª edição. Rio de Janeiro, 1986.
- VAUGHAN, C.L., DAVIS, B.L., O CONNOR, J.C.: Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, (1992).
- YEADON, M. R.: The simulation of aerial movement - II: A mathematical model of the human body. J. Biomechanics. 23(1) 67-74, 1989.
- WINTER, D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2a ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1990.
- WINTER, D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991.
- WOLTRING, H.J.: One Hundred years of Photogrammetry in Biocomotion. (pp. 199-225), (in) Capozzo, A., Marchetti, M., Tosi, V., (ed.) Biocomotion: a century of research using moving pictures. Promograph, Roma, (1992)
- ZATSIORSKY, V. M. & SELUYANOV, V. N.: The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In H. Matsui e K. Kobayashi (Ed.) Biomechanics VIII-B. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1983.
- ZAJAC F & WINTERS JM (1990). Modeling musculoskeletal movement systems: Joint and body-segment dynamics, musculotendinous actuation and neuromuscular control. In J.M.Winters & S.L-Y.Woo (eds.), Multiple muscle systems (pp. 121-148). New York: Springer Verlag.
- ZERNICKE, R.F.: The emergence of human biomechanics. In: Brooks, G.A. Perspectives on the academic discipline of physical education. Human Kinetics Pub., 124-136, 1981.