

Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva

Alberto Carlos AMADIO*
Júlio Cerca SERRÃO*

*Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

Considerações iniciais: introdução conceitual ao estudo do movimento humano

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 contextualização 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 (AMADIO, 1989).

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 também 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. 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 indicadores cinemáticos e

dinâmicos (ZERNICKE, 1981). Através da biomecânica do esporte e de suas áreas de conhecimento aplicadas podemos analisar as causas e parâmetros relacionados ao movimento esportivo. Considera-se portanto o movimento como o objeto central de estudos, analisando suas causas e efeitos produzidos em relação a otimização do rendimento.

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 temas, que se relacionam com o diagnóstico da técnica esportiva. 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 do esporte, 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, 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 cartilagens articulares, entre outras. A determinação das forças internas dos músculos e das articulações representa ainda 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). A biomecânica externa representa os parâmetros de determinação quantitativa

e ou qualitativa referente às mudanças de lugar e posição do corpo humano em movimentos esportivos, com auxílio de medidas descritivas cinemáticas e/ou dinâmicas, portanto aquelas que referem-se às características observáveis exteriormente na estrutura de movimento.

O relacionamento entre os parâmetros estruturais do movimento faz-se presente, na prática, através da real interdependência entre os 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 destes parâmetros estruturais para cada tarefa de movimento. Quanto maior a interdependência mais avançado é o processo de especialização e maturidade da técnica de movimento. Muito raramente poderíamos encontrar tarefas de movimento de interesse de estudo onde não existisse interdependência alguma entre estes parâmetros. Portanto, quanto maior a interdependência, tanto maior é a possibilidade de entendermos a estrutura de movimento na sua concepção mais complexa para a análise técnica (AMADIO, LOBO DA COSTA, SACCO, SERRÃO, ARAÚJO, MOCHIZUKI & DUARTE, 1999).

Através da biomecânica e de suas áreas de conhecimento correlatas podemos analisar as causas e efeitos do movimento. Além da biomecânica fazem parte desse campo de estudo e de pesquisa outras importantes disciplinas como a antropometria, a neurofisiologia, a fisiologia, a bioquímica, a ortopedia e traumatologia, a psicologia, a física, a matemática entre outras, caracterizando portanto a biomecânica uma área de natureza interdisciplinar. 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 (AMADIO, 1999). No domínio da biomecânica faz parte do campo de pesquisa as seguintes aplicações que caracterizam o estudo do movimento humano:

- a) *Esporte de alto nível de rendimento*: sistematização e otimização do rendimento esportivo, diagnose da técnica de movimento e condição física, redução de sobrecargas excessivas ao aparelho locomotor, regime de treinamento ótimo e relação estímulo-resposta;
- b) *Esporte escolar e atividades de recreação*: estudo da eficiência de processos de aprendizagem, adequação de sistemas e equipamentos com “feedback” pedagógico;

c) *Prevenção e reabilitação orientados à saúde*: desenvolvimento de métodos, procedimentos e técnicas aplicados à terapia, descrição de padrões “patológicos” e dependências clínicas, adequação e desenvolvimento de equipamentos;

d) *Atividades do cotidiano e do trabalho*: estudo da postura e da locomoção humana, classificação e sistematização de grupos de movimentos em dependência de estações de trabalho, interface homem, máquina e meio ambiente, eficiência, saúde e segurança nas tarefas da vida diária e do trabalho.

No domínio de estudos relacionados a aspectos da história da análise do movimento humano relacionado à saúde, observa-se que já na antiguidade grega, Homero, Platão, Aristóteles, Hipócrates, caracterizavam o treinamento como meio de *defesa da Pátria*, e/ou busca da *beleza física e a saúde* decorrente do almejado equilíbrio entre espírito e corpo e também a busca do *êxtase do sangue*, designado como alegria de viver e que em nenhum lugar pode ser encontrado de forma tão intensa como na prática do treinamento físico (DIEM, 1964).

As raízes científicas da denominada *Ginástica Terapêutica* com bases em conhecimentos doutrinários têm origem nas argumentações de Hipócrates e que foram sistematizadas e divulgadas por Galeno e que determinava o sucesso do desempenho estar dependente do *rendimento mínimo*, ou seja, uma simples caminhada à título de passeio não surte efeitos rendidores, (SAURBIER, 1955). Mercurialis, H. e Herodikos von Selymbria (1530-1601) fundamentam a *Ginástica Curativa* através dos ensinamentos de Platão sobre as bases científicas aplicadas aos cuidados com as enfermidades por meio de exercícios corporais que foram demonstrados através de meios e procedimentos naturais.

NITSCH (1989), apresenta-nos através de modelo temático as dependências de áreas para a estruturação de objetivos orientadores dos exercícios físicos, demonstrando que *Rendimento, Saúde e Qualidade de Vida* são fatores que interagem nesta orientação que tem no movimento esportivo o domínio central de sua ação. Portanto, através do movimento discutimos importantes fontes de esclarecimento do conceito de *Saúde*, e desta maneira podemos interpretar algumas características deste movimento à partir da biomecânica. Assim, o movimento humano pode ser conceituado à partir de um sistema de comportamento físico marcado por normas, regras e convenções culturais, cujo sistema assenta suas condições em respostas anátomo-fisiológicas e biomecânicas do

corpo. Em contraposição a um corpo rígido, como definido na física do estado sólido, a estrutura biológica do corpo humano permite a produção de forças internas através da contração muscular, que transforma o corpo num sistema autônomo e independente (AMADIO, 1989), entendido inicialmente à partir de

extremas simplificações pelo modelo das relações tipo causa-efeito. Deve-se considerar também que a estrutura funcional do sistema biológico humano passou por um processo organizacional evolutivo de otimização, que se diferencia sensivelmente do caminho de aperfeiçoamento técnico do movimento.

Métodos de medição em biomecânica para análise da técnica de movimento

Genericamente os métodos utilizados na biomecânica do esporte e aplicados para a análise da técnica de movimento, 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 experimentais e estatísticas (*relações formais*); e c) *métodos combinados*, que tentam conjugar as duas categorias anteriores, em função do problema científico a ser tratado, considerando-se a natureza e complexa estrutura do movimento esportivo humano, objeto de análise e interpretação.

Podemos ainda classificar os procedimentos de avaliação do movimento humano em biomecânica, com enfoque na metodologia, da seguinte maneira: 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. São procedimentos indiretos uma vez que a análise é feita no modelo representado.

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 procedimentos mais acurados para a modelagem do movimento humano. Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria, eletromiografia, entre outros (AMADIO, 1989; BAUMANN, 1995; WINTER, 1990). Utilizando-se destes métodos, o movimento pode minimamente ser descrito nas suas

características e indicadores estruturais básicos e ainda modelado matematicamente, permitindo a maior compreensão dos mecanismos internos reguladores do movimento do corpo humano.

Descrição dos testes e medidas em cinemetria

Consiste no registro de imagens e as consequentes reconstruções com auxílio de pontos marcados, conforme modelo antropométrico, que estima a localização dos eixos articulares do sujeitos onde fixam-se estas marcas anatômicas. As imagens são registradas por câmeras e auxílio de correspondentes “Soft”- e “Hardware”. As coordenadas tridimensionais de cada ponto corporal para cada quadro, dentro do espectro de frequência do registro, serão determinadas através desse ponto juntamente com as funções trigonométricas e de cálculos de variáveis cinemáticas. A aplicação de modelos do corpo humano, como por exemplo os modelos de HATZE (1980), ZATSIORSKY (1983), para a determinação das massas e suas propriedades geométricas e inercias de cada segmento e de HANAVAN (1964) para a determinação da localização do centro de gravidade do corpo todo. Portanto as variáveis antropométricas atuam como auxiliares para a determinação de variáveis cinemáticas do centro de gravidade do corpo, por exemplo sua velocidade.

Entre os principais objetivos que indicam a utilização deste procedimento poderíamos indicar: a) avaliação da técnica para competição; b) desenvolvimento de técnicas de treinamento; c) monitoramento de atletas; d) detecção de indicadores preditivos que caracterizem comportamento de talentos esportivos, entre outros (AMADIO & BAUMANN, 1990).

A partir das variáveis trajetória e decurso de tempo gasto para executar o movimento, observa-se indicadores cinemáticos de importância estrutural para a avaliação do rendimento esportivo, à saber: variações

lineares e angulares de posição, velocidades lineares e angulares, velocidade do centro de gravidade, dos segmentos e das articulações, determinação das variações da aceleração do movimento, tempo de reação e tempo de movimento, entre outras variáveis a serem selecionadas conforme os propósitos da análise e necessidades indicadas pelos técnicos e/ou atletas. Devido à especificidade de cada técnica de movimento no esporte, é necessário portanto desenvolver um sistema específico para a análise meta. Isso implica na escolha e definição de variáveis apropriadas para a descrição desejada neste diagnóstico protocolar descritivo do movimento (KRABBE, 1994).

Para aplicações em cinematria recomenda-se procedimentos e sistemas que utilizam-se de câmeras de vídeo e que permitam a reconstrução tridimensional de pontos corporais em movimento. Recomenda-se ainda a utilização de câmeras digitais. A frequência do registro da imagem deve estar em acordo com a frequência natural do movimento a ser analisado. A resolução espacial e temporal do registro deve ser portanto, compatível com a acurácia mínima aceitável para a interpretação do movimento, recomenda-se ainda que a propagação do erro de medida esteja abaixo de 5%.

Para a calibragem das câmeras e posterior reconstrução das coordenadas de pontos de interesse recomenda-se a utilização do método DLT (*Direct Linear Transformation*), (ABDEL-AZIZ & KARARA, 1971), por tratar-se de procedimento padronizado e amplamente utilizado pela comunidade científica. Para a correção de erros de digitalização em função da resolução ótica do sistema e da precisão da percepção do avaliador, existem diferentes métodos, como por exemplo filtros digitais (WINTER, 1990), entre outros.

Os sistemas mais utilizados atualmente são aqueles que baseiam-se no processamento da imagem digital, que consiste na transferência da imagem do vídeo para o ambiente do computador. Além destes, existem outros sistemas ótico-eletrônicos que funcionam com utilização de marcadores ativos permitindo a reconstrução “on line” da imagem ou marcadores que são processados em alta frequência e resolução. Outros sistemas de determinação de variáveis cinemáticas são goniômetros, velocímetros e acelerômetros. A vantagem da aplicação desses métodos em relação ao registro da imagem é a disponibilidade quase simultânea e direta dos resultados de medição. Dessa forma, esses métodos podem ser aplicados durante o treinamento técnico baseado no princípio de

informação objetiva complementar que viabiliza um “feedback” “simultâneo na aprendizagem e no aperfeiçoamento da técnica de movimento.

Descrição dos testes e medidas em dinamometria

O conceito de força, sob o aspecto físico, somente pode ser interpretado a partir do efeito de sua ação. A interpretação das componentes ortogonais desta força permitem o entendimento das condições do movimento estudado, que respondem por funções de transferência de forças às estruturas do aparelho locomotor, técnicas de estabilidade do apoio, ou ainda alterações no padrão técnico que identificam disfunções no comportamento motor durante esta fase de contato do pé com o solo (NIGG & HERZOG, 1994).

Entre os principais objetivos que indicam a utilização deste procedimento poderíamos indicar: a) análise da técnica de movimento; b) análise da condição física; c) controle da sobrecarga; d) influência de fatores externos; e) influência de fatores internos; f) monitoramento dos atletas; g) indicadores para detecção de talentos esportivos, entre outros.

Indicadores das forças externas, interpretados à partir das forças de reação do solo, pressões, torques, impulsos, gradiente de força, força de prensão manual, centro de pressão, etc. Indicadores de forças internas, interpretadas à partir de torques das forças musculares, forças musculares e forças nas superfícies articulares. Parâmetros estes que assumem a indicação do controle e coordenação de movimento, limite e tolerância da sobrecarga articular, gênese com a lesão esportiva, equilíbrio e estabelecimento dos mecanismos de “biofeedback”.

As plataformas de força, fornecem a força de reação do solo na superfície de contato durante a fase de apoio do movimento. A força de reação do solo é representada em forma de vetor em função do tempo, considerando-se a sua ação tridimensional (componentes: vertical, antero-posterior e medio-lateral). Assim a plataforma quantifica a variação dinâmica da força reação do solo durante a fase de contato entre corpos, fase esta onde ocorre a transferência destas forças externas para o corpo determinando alterações nas condições do movimento. Avaliação da distribuição de pressão plantar permite, por exemplo, a classificação do tipo de pé: *plano, cavo, neutro, hiperpronado*; no desenvolvimento e adaptações

necessárias ao calçado esportivo no desempenho de suas funções (HENNIG & CAVANAGH, 1987). Os resultados devem ser qualitativos e quantitativos e de preferência comparar com as medidas da plataforma de força reação do solo.

Pode-se ilustrar ainda possibilidade de avaliação do comportamento da distribuição da pressão plantar durante determinados movimentos esportivos que requerem controle pelos pés (saltos em trampolim acrobático, ginástica olímpica, etc.), a análise da distribuição da pressão plantar, picos e comportamentos distintos em função de quedas esperadas e/ou aterrissagens e finalmente análise da trajetória do centro de pressão durante posturas estabelecidas com interpretações e inferências sobre o controle e ajustes posturais. Este sistema portanto demonstra possibilidade e utilidade da medição “in-shoe”, oferecendo subsídios para o desenvolvimento de técnicas de movimentos e sistemas mais avançados (WILLIMCZIK, 1989).

Utilização de máquinas isocinéticas para avaliação e/ou reabilitação de funções dinâmicas de movimentos articulares, conforme a especificidade do procedimento e recomendações do equipamento. A ser definido de acordo com o instrumental de cada laboratório, atendendo as características mínimas de qualidade e controle do erro de medição.

A definição do conceito de força, sob o aspecto físico, somente pode ser interpretada a partir do efeito de sua ação, e assim, podemos interpretar seus efeitos estático e dinâmico (SERRÃO, 2007). A principal dificuldade de compreensão da natureza desta força está na dosagem ou controle de sua magnitude em função do tempo, as quais exercem uma grande influência nos diferentes movimentos que se utilizam deste parâmetro em distintos graus de intensidade, com dependência de rendimento na execução do movimento. Sob características biomecânicas a fase de apoio, por exemplo, durante qualquer movimento de locomoção caracteriza um fenômeno complexo, pois muitas variáveis dinâmicas influenciam esta fase do movimento, ou seja, forças internas e forças externas (AMADIO, 2000; SERRÃO, 2007). A força muscular resultante conta com a ação de outras forças como força de frenagem, força de alongamento e impulso de aceleração. A força muscular é a responsável por colocar em equilíbrio o sistema agindo contra a força reação do solo que age sobre o centro de gravidade do indivíduo.

A descrição quantitativa de aspectos biomecânicos do movimento humano seguramente está ligada às

forças que causam o movimento observado, assim como suas repercussões no fenômeno analisado. A investigação da força de reação do solo na fase de apoio dos movimentos de locomoção, bem como da distribuição de pressão dinâmica na superfície plantar, traz importantes conhecimentos sobre a forma e características da sobrecarga mecânica sobre o aparelho locomotor humano e seu comportamento para movimentos selecionados. Assim, nos estudos biomecânicos que buscam descrever indicadores do comportamento das variáveis dinâmicas durante a locomoção ou durante os saltos, por exemplo, tem-se usado 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 (WINTER, 1991). Essa variável biomecânica mostrou-se sob a forma de um padrão constante e repetitivo independente das condições do solo, idade dos indivíduos ou massa corporal, entre outros fatores. Este padrão apresenta determinadas características que podem ser alteradas devido as condições ambientais ou do próprio indivíduo, porém sua forma geral ou padrão, é constante e regular.

Portanto 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 quasi-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 do corpo. O instrumento básico em dinamometria é a plataforma de força, que mede fundamentalmente a força de reação do solo, seus momentos e o ponto de aplicação desta força.

A medição da força de reação do solo portanto, através de plataformas de força fornece um sinal elétrico proporcional à força aplicada. Existem vários tipos de sensores para este tipo de medição sobressaindo-se os “strain gauges”, piezoelétricos, piezoresistivos e capacitivos (WINTER, 1990). Para medir as forças exercidas por um corpo sobre o outro, necessitamos portanto de transdutores de força, que apresentam ganho de sinais elétricos proporcionais às forças aplicadas. Nas medições da força de reação do solo com a plataforma de força, observa-se que esta pode utilizar-se de transdutores piezoelétricos, determinando as seguintes características: três componentes de força atuante, duas coordenadas do ponto de aplicação da

força resultante e o chamado momento livre definindo-se assim um sistema tridimensional de coordenadas onde as componentes de força podem ser observadas.

As plataformas de força, portanto, fornecem a força de reação do solo na superfície de contato durante a fase de apoio do movimento. A força de reação do solo é representada em forma de vetores, em função da variável tempo, considerando-se a sua ação tridimensional (uma componente vertical, uma componente antero-posterior e uma componente médio-lateral). Assim a plataforma quantifica a variação dinâmica da força reação do solo durante a fase de contato entre os corpos, fase esta quando ocorre a transferência destas forças externas para o corpo determinando alterações nas condições de movimento. A interpretação das componentes ortogonais desta força permitem o entendimento das condições do movimento estudado, que respondem por funções técnicas do movimento, de estabilidade do apoio, de transferência de forças às estruturas do aparelho locomotor, ou ainda alterações no padrão que identificam disfunções no comportamento motor duante esta fase de contato do pé com o solo.

MÜLLER (1992) apresenta um relato sobre a natureza dos principais procedimentos para medição de pressão plantar em biomecânica: procedimentos de registro da impressão, *ópticos, acústicos, pneumáticos, hidráulicos, indutivos, piezoelétricos, capacitivos e resistivos*. Assim podemos observar o quanto diversificado tem sido o desenvolvimento tecnológico quanto a sistemas, princípios, componentes e dispositivos utilizados para medição da distribuição da pressão plantar. Realizou ainda o autor, medidas sincronizadas em diferentes situações, procurando determinar a precisão de medidas ao utilizar diferentes sistemas de análise da distribuição da pressão plantar, comparado com as medidas da Plataforma de Força. Demonstra o autor uma comparação de valores entre os sistemas para a determinação da força vertical de reação do solo. Embora a relativa diferença do valor da medida tenha sido grande ($\cong 10\%$), pode-se verificar todavia uma concordância principal da forma das curvas para todos os testes. Foi investigado o efeito de uma posterior aferição com a ajuda de um fator de correção dinâmica.

Necessário se faz esclarecer sobre o estágio de desenvolvimento tecnológico dos sistemas comercialmente produzidos para investigação da distribuição de pressão na superfície plantar. Desta forma, as áreas de aplicação têm demonstrado um

crescimento cada vez mais abrangente e significativo, com ações nas áreas de saúde (reabilitação e prevenção), esporte (características de regulação de equilíbrio e mecanismos de “biofeedback”) e tecnologia de calçados (propriedades mecânicas do solado e resposta dinâmica de materiais), segundo BAUMANN (1994).

Desta forma, a manipulação experimental com o sistema apresenta amplas possibilidades em acordo com o protocolo da investigação e os propósitos da pesquisa, entretanto sempre numa abordagem individual procurando uma descrição das respostas dinâmicas na relação do corpo com o meio ambiente.

Descrição dos testes e medidas em eletromiografia

Eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Ela apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, na reeducação da ação muscular (“biofeedback” eletromiográfico); na anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos; e na biomecânica na sentido de servir como ferramenta indicadora de alguns fenômenos (AMADIO & DUARTE, 1998).

Consiste no registro da atividade elétrica dos grupos musculares durante a realização do movimento. Entre os principais objetivos que indicam a utilização deste procedimento poderíamos indicar: a) avaliação da coordenação e da técnica de movimento; b) estabelecimento de padrões comparativos entre situação de treino e de competição; c) monitoramento dos atletas; e d) determinação dos padrões de recrutamento para grupos musculares selecionados.

Através da eletromiografia observa-se portanto a variação do potencial elétrico muscular, que acontece entre eletrodos. Recomenda-se para tanto um processo seletivo prévio, para determinar quais os grupos musculares ativos durante o movimento serão analisados. Assim o potencial de ação muscular será investigado paralelamente aos parâmetros mecânicos obtidos à partir da dinâmica e/ou cinemática. Portanto, o processo de interpretação do eletromiograma possibilita uma visão da coordenação da atividade muscular.

Outra abordagem na análise do sinal eletromiográfico que apresenta fundamentação

metodológica, é a utilização deste sinal para avaliar o processo de fadiga muscular localizada. Abordagem esta que passa pela determinação do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo estudado. O desenvolvimento de procedimentos técnicos neste sentido é de grande importância quando se pensa em uma informação quantitativa que remete à fundamentação da prescrição de protocolos de treinamento, respeitando-se a capacidade funcional do sujeito (AZEVEDO, 2007).

É de interesse da comunidade científica, que trabalha com eletromiografia de superfície, que padrões para estes quesitos sejam propostos a fim de proporcionar a comparação mais fidedigna entre estudos semelhantes. A Sociedade Internacional de Cinesilogia e Eletrofisiologia - ISEK, estabelece a padronização conceitual e protocolar para avaliações eletromiográficas que são estabelecidas como referência a serem seguidas através do *Standards for Reporting EMG Data*.

Neste sentido, o projeto SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assesment of Muscle) tem apresentado recomendações de configuração e posicionamento dos eletrodos, com base em estudos coordenados internacionalmente (HERMENS, FRERIKS, DISSELHORST-KLUG & RAU, 2000; MERLETTI, 2000). É importante dizer que a eletromiografia é um indicativo indireto que reflete os acontecimentos fisiológicos do músculo, acontecimentos estes que são extremamente individualizados (ALMEIDA, 1997; PEREIRA & AZEVEDO, 2002), portanto músculo dependente.

Através do sinal eletromiográfico pode-se determinar o padrão temporal da atividade muscular e conseqüentemente indicadores da coordenação da técnica de movimento. Verifica-se a velocidade e padrão de recrutamento da ação muscular para grupos musculares específicos e de interesse para cada modalidade esportiva. Indicadores de fadiga para grupos musculares específicos em função de programas de treinamento (ENOKA, 1988).

Recomenda-se a utilização em situações de simulação de movimento e estruturas técnicas competitivas bem como em situação de competição esportiva propriamente dita, portanto para efeito de controle e comparações entre situação de treino e competição que envolve procedimento de laboratório e de campo. As modalidades de estrutura cíclica e simétrica de movimento, são as mais recomendadas para análise e avaliação de respostas da atividade eletromiográfica de músculos selecionados, como por exemplo: corridas, ciclismo, remo,

canoagem, etc. As modalidades com recrutamento específico como levantamento de peso, atividades acíclicas de natureza explosiva como os saltos, também são passíveis de análise e avaliação eletromiográfica.

Após a captação do sinal eletromiográfico este precisa ser tratado a fim de se interpretar as alterações fisiológicas decorrentes das contrações. Existem dois tipos básicos de análises a que o sinal de eletromiografia pode ser submetido: análise no domínio do tempo do sinal e análise no domínio da frequência do sinal (AZEVEDO, 2007).

A análise no domínio do tempo do sinal, permite principalmente a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo servir como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas. Este método permite ainda que relações entre força e atividade elétrica muscular possam ser observadas, apesar de ser uma vertente ainda controversa na literatura científica que aborda o assunto (MOHAMED, PERRY & HISLOP, 2002; ONISHI, YAGI, MOMOSE, IHASHI & HANDA, 1999).

Observar ainda critérios estabelecidos em regulamentação específica quanto a utilização de telemetria ou sistemas portáteis natureza "data loggers" para aquisições e processamentos que necessitam de sistemas portáteis ou redução de possíveis efeitos retroativos no processamento experimental. Quanto ao tratamento dos sinais para as específicas situações de análise e interpretações recomenda-se rotinas e formalismos igualmente estabelecidos pela ISEK. Portanto deve-se considerar, durante a aquisição de sinais eletromiográficos superficiais, sobre a fidelidade do sinal após realizar-se o processamento, principalmente em relação a atenuação das amplitudes das componentes de altas frequências do sinal. Observa-se ainda haver duas formas principais de influenciar a fidelidade do sinal quando detectamos e registramos os sinais eletromiográficos. A primeira é a relação sinal/ruído, que é exatamente a razão entre a energia do sinal gerado pelo músculo e a energia do ruído incorporado ao sinal, ruído este definido como o conjunto dos sinais elétricos captados pelo eletromiógrafo e que não fazem parte do sinal desejado, a ser medido. A segunda é a distorção do sinal devido ao próprio processamento pelo eletromiógrafo mais conversor Analógico/Digital mais computador, significando uma alteração relativa em qualquer componente de frequência do sinal. A literatura aponta para uma faixa de frequências que vai de 0 a 500 Hz, como sendo a faixa de energia utilizável do sinal eletromiográfico e é normalmente

limitada com uma faixa de energia dominante entre 50-150 Hz (DAINTY & NORMAN, 1987).

Assim, a eletromiografia agrupa procedimentos de medição da atividade elétrica muscular. Ela requer um sistema de coleta de sinais elétricos, através de eletrodos do tipo agulha, fio ou de superfície, e o eletromiograma

é o resultado de sua coleta. O conjunto de sinais coletado pela eletromiografia é influenciado por muitas variáveis e de interpretação complexa; porém, fornece indicadores para habilidades atléticas, níveis de contração muscular, período de atividade muscular e sinergias envolvidas em um movimento.

Metodologia para determinação de forças internas

Para a determinação de parâmetros biomecânicos internos à estrutura biológica do corpo humano ou de seus segmentos há necessidade do desenvolvimento de um modelo para esta estrutura, com o objetivo de se determinar, por exemplo, forças musculares, entre outras. Face à complexa natureza do fenômeno a ser modelado metodologicamente pode-se categorizar o problema como altamente complexo. Como este modelo é complexo, simplifica-se, tomando os devidos cuidados para não comprometer a exatidão ou resolução de parâmetros da natureza biológica e físico-matemática (CHAO, 1986). Neste sentido, DENOTH (1986) afirma que apenas uma estrutura ideal ou simplificada pode ser descrita por um modelo mecânico, físico, biológico ou matemático. Assim a estimativa das forças internas exige a idealização do corpo humano, de maneira a tornar possível a estimativa das variáveis relevantes a partir de uma série de variáveis diretamente mensuráveis (DEBRUNNER, 1985). O desenvolvimento de modelos para a análise do movimento requer uma adaptação do sistema anatômico através de investigações comparativas com dependência às suas funções em relação ao segmento analisado.

GLITSCH (1992) discute que, uma completa e decisiva resolução metodológica para modelagem de estruturas do corpo humano na determinação de forças internas ainda não temos, pois ainda temos lacunas no conhecimento de mecanismos de muitas funções biológicas, por exemplo, não há conhecimento sobre o princípio do recrutamento da força muscular humana e a função como ela se distribui.

Existem duas abordagens possíveis para a determinação das forças internas: a) direta e b) indireta.

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 de medição. 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.

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 seqüência relacionada ao processo de ativação de centros nervosos para o controle de movimento. Esta seqüência de ativação dos padrões musculares pode 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, DAVIS & O'CONNOR, 1992), conforme ilustrado na FIGURA 1.

O sistema de comando estabelece uma seqüência relacionada ao processo de ativação de centros nervosos para o controle de movimento. Esta seqüência 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.

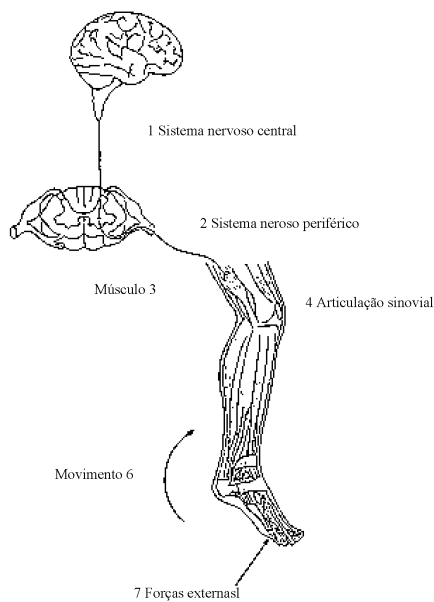


FIGURA 1 - Componentes que estabelecem a base funcional do sistema de comando e controle de movimento segundo modelo de natureza causa e efeito (Adaptado de VAUGHAN, DAVIS & O'CONNOR, 1992).

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 movimento do corpo humano, como ocorre no Esporte, na Educação Física, na Fisioterapia, na Física, na Engenharia, entre outras áreas.

Na biomecânica, a medição direta de variáveis de movimento indicadores de fenômenos internos é muito limitada (BAUMANN & STUCKE, 1980; NIGG & HERZOG, 1994). Essa limitação é determinada pela estrutura biológica complexa do corpo humano, pela dinâmica do movimento e pelas possibilidades técnicas dos instrumentos de medição. Por esses motivos, a grande maioria das avaliações baseia-se em modelos físico-matemáticos dos parâmetros de movimento utilizando medidas indiretas. Assim, as funções que descrevem as relações entre forças internas e movimento, representam um problema

matematicamente indeterminado e dada as suas complexas dependências com o sistema biológico humano constitui-se num dos grandes desafios que poderíamos eleger para a biomecânica do esporte. GLITSCH (1992) apresenta as possíveis soluções para a estimativa de forças internas que podem ser alcançadas tanto por simplificações (método da redução) como pela determinação de princípios, de acordo com os quais o movimento é controlado (método da otimização), funções estas altamente dependentes com o rendimento técnico-esportivo.

Desta maneira a determinação de forças internas assume destacada relevância científica e tecnológica na biomecânica do esporte. 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. Em função da simplificação da representação do aparelho locomotor, estes modelos permitem o cálculo dessas forças, a partir de variáveis oriundas da cinemetria, da dinamometria, da antropometria e da eletromiografia (AMADIO & SERRÃO, 1997).

O método direto usado para medir as forças internas é extremamente invasivo e na maioria das vezes impróprio para a rotina de pesquisa com seres humanos, 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, estes ainda não totalmente disponíveis na literatura especializada. 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 físicos (AMADIO, 1999).

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, 1995; KOMI, JÄRVINEN & KOKKO, 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. 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, GRAICHEN & ROHLMANN, 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 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, KAUFMAN & CHAO, 1995).

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. Forças e momentos de inércia, assim como forças articulares, não podem ser medidas diretamente, o que dificulta enormemente a sua determinação (ZATSIORSKY, ARUIN & SELUJANOW, 1984). 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 para a resolução numérica. Este é um dos grandes problemas da biomecânica, que 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 modelo da FIGURA 2, relativo ao segmento inferior, demonstra graficamente que 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 correspondentes, dão origem aos momentos de rotação. Representa-se 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 cinemática. Essa visualização vetorial da força reação do solo caracteriza a aceleração do centro de gravidade na direção do movimento. Portanto, a FIGURA 2 (C) 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 movimento e ainda para outros cálculos de determinação da grandeza da sobrecarga mecânica que o segmento inferior controla durante o movimento.

Portanto com o auxílio de modelos buscamos a determinação de parâmetros biomecânicos de sobrecarga, baseando-nos fundamentalmente na quantificação do momento de rotação na articulação, como indicador de cargas internas (AMADIO, 2000). Algumas limitações devem ser consideradas em relação à utilização do modelo no processamento destas forças internas, entre elas a falta de 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.

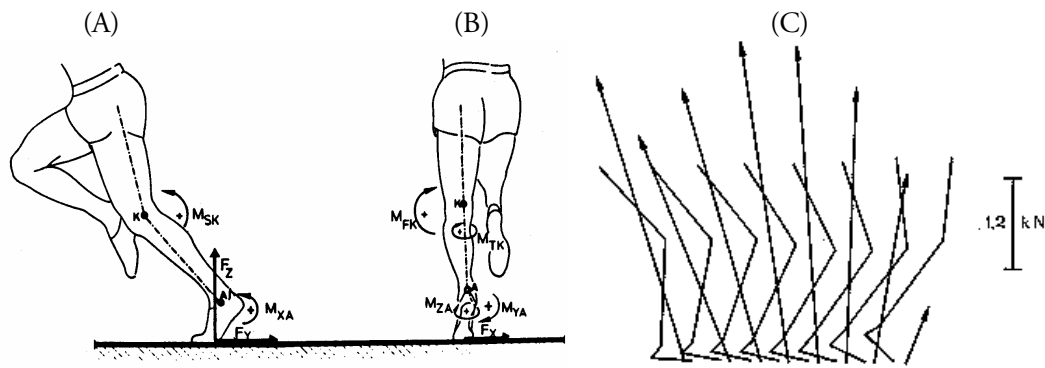


FIGURA 2 - Modelo de segmento inferior e definição da convenção dos momentos articulares no plano sagital (A) (M_{sk} e M_{xa}) e plano frontal (B) (M_{fk} e M_{ya}); considerando-se dados da cinemática (coordenadas espaciais para joelho e tornozelo) e da dinâmica da força reação do solo (Adaptado de BAUMANN & STUCKE, 1980; GLITSCH, 1992); e representação vetorial de força de reação do solo resultante no plano sagital (C), relativa à posição do segmento inferior durante a fase de apoio, parâmetros para o cálculo das grandezas de sobrecarga mecânica, no salto triplo (AMADIO, 1985).

Aplicações práticas para análise de movimento

Gostaríamos ainda de ilustrar com alguns resultados práticos selecionados de investigação biomecânica, onde se procurou desenvolver análise de movimento, discutindo-se aspectos relacionados a complexa análise do movimento humano. 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 aperfeiçoamento, por exemplo, da coordenação, mas ainda na busca de otimização do movimento, no sentido de eficiência do rendimento e ainda em relação a um processo de economia e harmonia motora da técnica de movimento.

Análise do controle postural

Inicialmente, no domínio dos estudos sobre a postura, observa-se importantes aplicações pois a partir do arranjo espacial dos segmentos corporais pode-se compreender a orientação estática e/ou dinâmica para objetivos específicos, ou seja, passamos a interpretar o controle postural como forma de análise do movimento. Assim, o controle postural é tão complexo quanto o controle de movimentos (AMADIO, 1985). O controle postural é o controle dos arranjos dos segmentos corporais baseado em informações sensoriais de diferentes fontes. Estas informações sensoriais permitem formar uma representação interna do mundo externo, relatando e reconhecendo a posição e

o movimento de cada parte do corpo. O sistema de controle postural usa informações do sistema visual, vestibular e somatossensorial (NASHNER & MCCOLLUM, 1985; ROTHWELL, 1994; WINTER, 1995).

O controle postural é contínuo e permanente em toda a atividade humana. Em duas fases da vida o equilíbrio é uma habilidade instável. Na infância, quando o desenvolvimento motor e cognitivo ainda não atingiu maturidade e na terceira idade, quando o desenvolvimento limita cada vez mais o que fora fácil e possível de se fazer durante a fase adulta (WINTER, 1995). Por um lado, a terceira idade é o período da vida no qual um simples desequilíbrio pode ser fatal para uma pessoa e é durante a infância que percebemos como o desenvolvimento do equilíbrio é importante para o ser humano. A partir dele, é que a criança começa a caminhar, correr e saltar como exemplifica MOCHIZUKI (2002).

O controle do equilíbrio postural é uma tarefa importante em muitas atividades esportivas. Em especial, a ginástica olímpica apresenta diversas posturas onde é necessário o controle de equilíbrio, como em giros em exercícios de solo ou de trave, aterrissagens e nos diversos tipos de apoios invertidos, com uma forte dependência e influência no desempenho do exercício. Por ser uma modalidade esportiva cuja eficiência tem relação com o controle e sincronização de movimentos dos diversos segmentos para manter uma harmonia estética de movimento do corpo, o controle da trajetória dos segmentos tem direta

relação com o controle de força e o equilíbrio mecânico (GEORGE, 1980).

O centro de pressão (COP) é uma medida de deslocamento e depende do centro de massa (COM). A oscilação do COM é a grandeza que indica o balanço do corpo e a grandeza COP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM. A FIGURA 3 ilustra a relação entre estas grandezas para diferentes instantes da postura ereta (MOCHIZUKI, 2002). A diferença entre COM e COP é devida a efeitos dinâmicos e quanto menores as frequências de

oscilação, menores são as características dinâmicas na posição de equilíbrio e mais semelhantes são COP e COM. Para frequências de até 0,2 Hz, cerca de 10% da oscilação do COP não representa a oscilação do COM, mas sim acelerações de segmentos corporais e para 0,5 Hz este número já é cerca de 50% (GURFINKEL, LESTINENNE, LEVIK, POPOV & LEFORT, 1993). Para garantir a estabilidade e equilíbrio, o controle postural elege algumas variáveis relacionadas à posição do corpo humano e monitorando-as através de informações sensoriais.

As distâncias do COP e COM, o vetor peso (mg), o vetor força de reação do solo vertical (VRFS) e a força horizontal na direção AP (APFRS) aplicada no solo pelo sujeito e os vetores representativos para a velocidade (v) e aceleração (a) angulares em seis instantes diferentes.

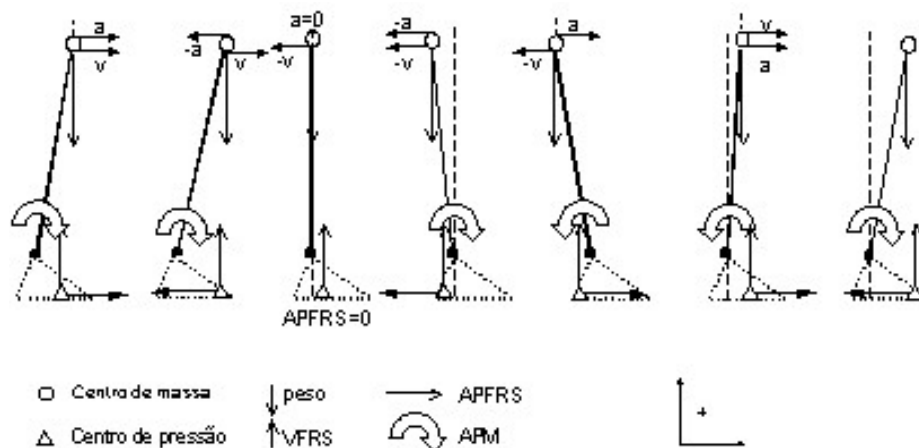


FIGURA 3 - Representação esquemática da relação entre COP e COM na postura ereta de um sujeito oscilando para frente e para trás (MOCHIZUKI, 2002).

WINTER, PRINCE, FRANK, POWELL e ZABJEK (1996) indicam que a diferença entre a posição horizontal do COM e o COP é uma importante variável de estudo para o controle postural. Como pode ser observado ao modelarmos o corpo humano em postura ereta parada, o controle do COM é efetuado por forças aplicadas em muitas partes do corpo, mas principalmente pelo controle do COP.

O controle dinâmico da postura realiza as antecipações e correções necessárias para garantir os fundamentos da postura: estabilidade da postura, equilíbrio do corpo e suporte do peso corporal, quando uma instabilidade postural é imposta. Através da aplicação de uma instabilidade podemos observar distinções entre padrões de resposta porque as instabilidades demarcam padrões de comportamento (KELSO, DING & SCHÖNER, 1993) que permitem identificar a dimensão que um padrão ocorre. Consideram ainda os Autores que as instabilidades auxiliam a busca pelas equações de movimento do sistema porque ajudam a mapear os padrões das variáveis e auxiliam a avaliar as

previsões sobre os padrões dinâmicos de comportamento em regiões críticas de estabilidade.

Respostas dinâmicas e controle do movimento esportivo: exemplos selecionados

Com base nos procedimentos metodológicos descritos e baseando-se nos parâmetros indicadores da sobrecarga mecânica do segmento inferior, AMADIO e BAUMANN (1990), conforme FIGURA 4, determinam para a fase de apoio do salto triplo e para a fase de apoio do salto em distância os momentos da força muscular resultante para a articulação do 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 4.

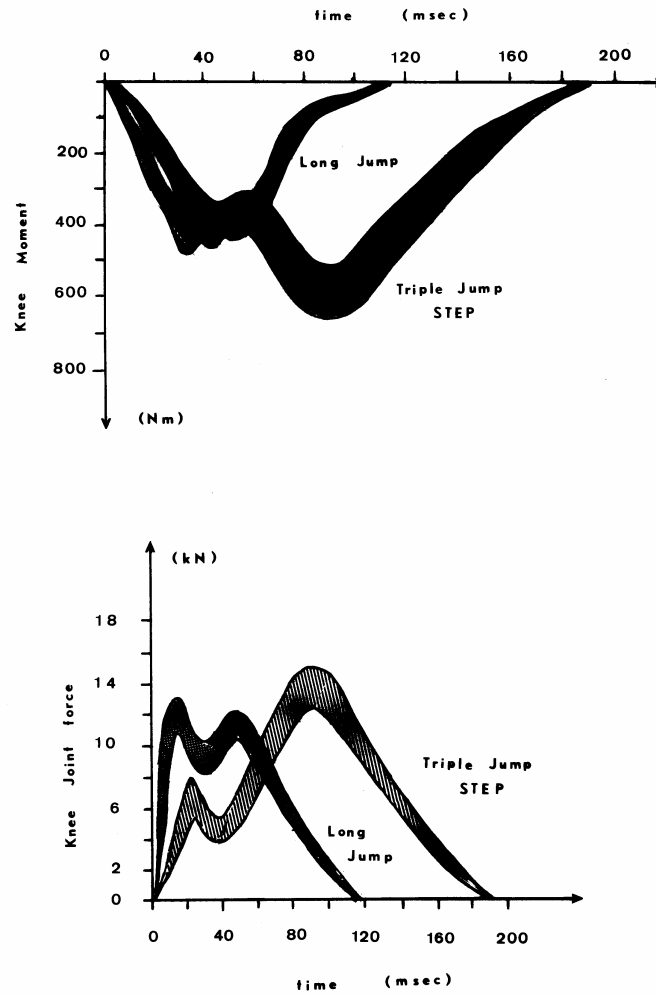


FIGURA 4 - Momento de força muscular e força articular durante a fase de apoio (salto triplo - step n = 19, 14,20 - 15,35 m e salto em distância n = 27, 5,58 - 6,64 m), considerando-se articulação do joelho, segundo AMADIO e BAUMANN (1990).

Apresentamos ainda através da FIGURA 5 a quantificação de parâmetros das forças de reação do solo, como principal indicador de sobrecarga para o aparelho locomotor, considerando-se distintas velocidades de deslocamento para o correr comparadas às respostas dinâmicas que ocorrem durante a fase de apoio com o solo no andar. Estes parâmetros

indicadores da sobrecarga mecânica foram determinados através de registro em protocolos experimentais conforme metodologia anteriormente discutida e estão representados numa hierarquia em função da velocidade de deslocamento entre as estruturas de movimento de locomoção para três distintas categorias.

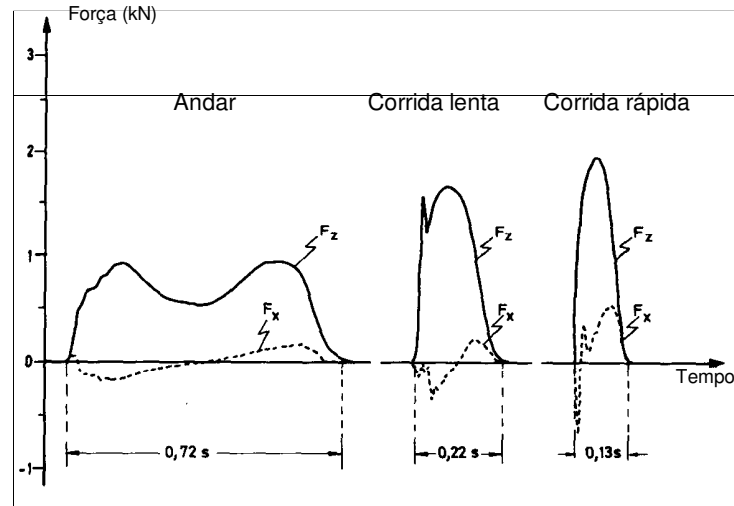


FIGURA 5 - Curvas da função força x tempo para andar, corrida lenta e corrida rápida considerando-se as componentes horizontal (F_x) e vertical (F_z) (Modificado de SCHWIRTZ, GROOSS & BAUMANN, 1989).

Entre os estudos aplicados que buscam descrever indicadores do comportamento das variáveis dinâmicas durante a corrida, por exemplo, tem-se usado a força reação do solo como componente descritivo-primário (STUCKE, 1984). Assim, com relação à corrida, são duas as técnicas de movimento que podem influenciar a distribuição de cargas no aparelho locomotor: a) corredores de retro-pé (constituem-se em aproximadamente 80%); e b) corredores de ante-pé (20%), de acordo com BAUMANN (1992) e KRABBE (1994). 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 distintos: os primeiros com e os segundos sem a presença de um

pico de força inicial (conforme FIGURA 6). 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 que decorrem das diferentes técnicas de movimento (SIEBERTZ, 1994). 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 para a articulação do tornozelo. Os valores obtidos para a força de compressão articular representam aproximadamente nove vezes o peso corporal.

PC = peso corporal.

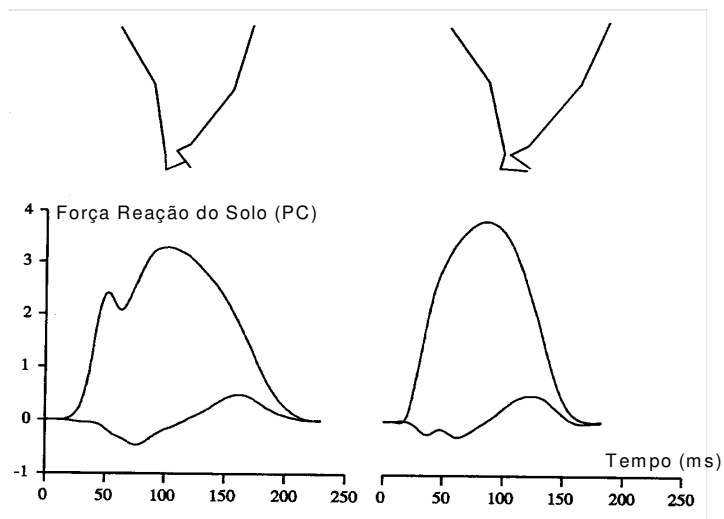
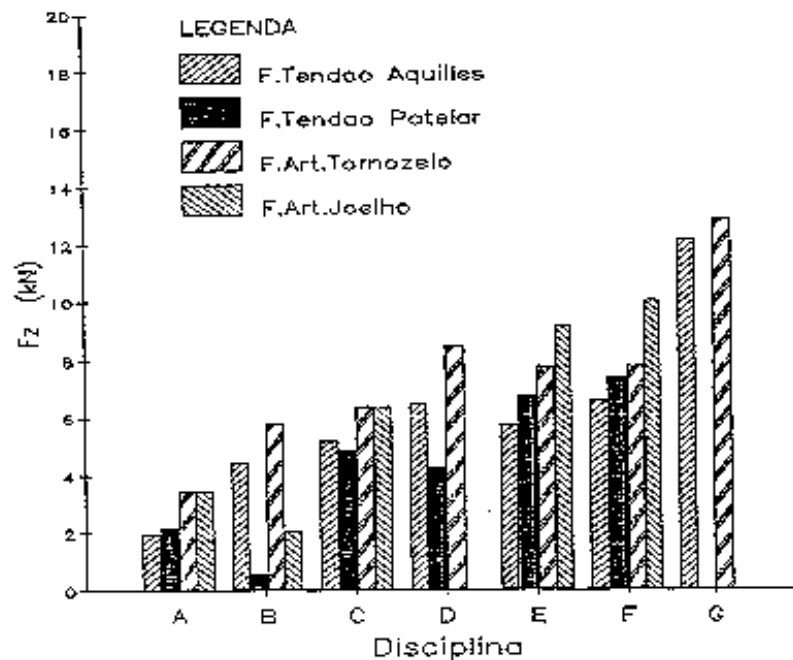


FIGURA 6 - Cinegrama (acima) do primeiro do último contato com o solo e componente vertical da força de reação do solo (abaixo), para atleta que utiliza a técnica de retro-pé (esquerda) e técnica de ante-pé (direita). (Modificado de KRABBE, 1994).

Apresentamos ainda através da FIGURA 7 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.



A= marcha voluntária; B= marcha atlética; C= jogging 3.5 m/s; D= sprint 6,0 m/s; E= ataque frontal no vólibol; F= salto em distância 6,27 m; G= salto mortal de costas na Ginástica.

FIGURA 7 - Valores médios para forças nos tendões 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 (AMADIO, 2000).

Com base em dados coletados experimentalmente, foi possível estabelecer valores quantitativos para análise dinâmica comparativa entre duas técnicas de saque no tênis de campo (técnica do “foot-up” e técnica do “foot-back”), através de curvas médias ($n = 12$) de forças de reação do solo para F_y e F_x com base no tempo, para ambas as técnicas (BRAGA NETO, BEZERRA, SERRÃO, ECHE & AMADIO, 2000). A técnica de saque “foot-back” apresentou em sua curva média um valor máximo para a componente vertical de 1122 N, o que representa 1,14 vezes o peso corporal do atleta. Já a técnica de saque “foot-up” apresentou em sua curva média um valor máximo para a componente vertical de 1753 N, representando 1,79 vezes o peso corporal. Os resultados adquiridos e demonstrados na FIGURA 8, apresentam valores maiores, se comparados com os valores da literatura. Ainda assim, estes valores não impõem significativas sobrecargas para o aparelho locomotor do tenista. Com a finalidade de relacionar padrões dinâmicos entre as duas técnicas de saque, sobrepõe-se as curvas médias de força de reação de solo vertical e

horizontal para ambas as técnicas, permitindo-se a observação de semelhanças e contrastes entre as técnicas de saque.

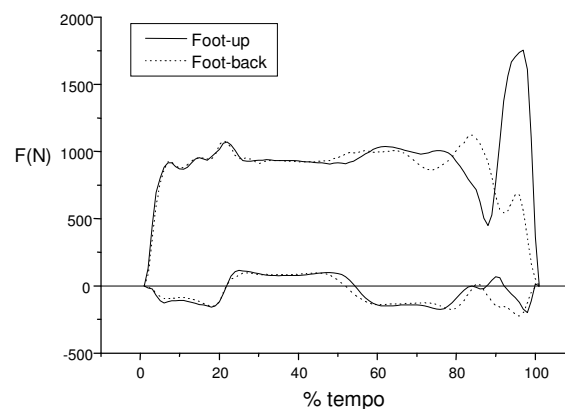


FIGURA 8 - Curvas médias ($n = 12$) de força de reação de solo vertical e horizontal para duas técnicas de saque no tênis de campo (BRAGA NETO et al., 2000).

Desta maneira observa-se padrões dinâmicos (F_x e F_y) bastante semelhantes para as duas técnicas de saque considerando-se as respostas dinâmicas, durante a fase de preparação para o saque. Isto se deve ao fato de que esta fase é executada da mesma maneira para ambas as técnicas, ocorrendo mudanças de padrão de movimento a partir do lançamento da bola, como foi observado nas respostas dinâmicas da força de reação do solo. É bastante evidente uma força de reação do solo vertical de alta magnitude na técnica “foot-up”, em relação à técnica “foot-back”, como já havia sido concluído por ELLIOTT e WOOD (1983). A magnitude da força de reação de solo vertical da técnica “foot-up” correspondeu a um valor 1,56 vezes maior em relação à magnitude da força de reação de solo vertical da técnica “foot-back”.

Analisando a distribuição de pressão no pé humano BAUMANN (1992) discute que o ser humano precisa na posição em pé ou mesmo caminhando, gerar forças musculares que atuam contra a força da gravidade e ainda transfere forças através da

superfície de contato, sendo seu componente vertical com algumas oscilações o equivalente a sua força peso. Esta força age sobre a superfície de contato do pé com a base de apoio e gera uma pressão que se distribui nesta correspondente área de contato. Esta distribuição de pressão não é em geral uniforme sobre a superfície de contato e modifica-se em função do tempo.

Pode-se observar, em acordo com AMADIO, SERRÃO e ÁVILA (2004), o registro da distribuição da pressão plantar numa fase de apoio do andar, somando-se todos os quadros registrados à frequência de amostragem de 165 Hz, onde observa-se (FIGURA 9) a trajetória do ponto de aplicação da força resultante (COP), o intervalo entre cada círculo para a marcação do tempo é de 0,02 s. Através da FIGURA 10 pode-se observar ainda importante “output” do sistema representando a distribuição tridimensional da pressão plantar durante a fase de apoio da marcha em velocidade auto-selecionada, para um instante selecionado, pode-se ainda dinamicamente observar toda a seqüência do registro.

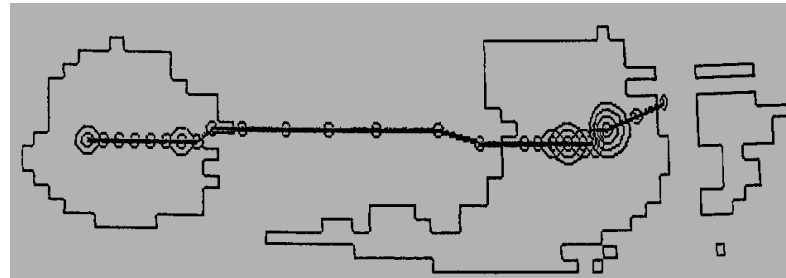


FIGURA 9 - Fase de apoio total para a marcha, observada com o sistema F-Scan. Registro da trajetória do ponto de aplicação da força resultante em função da área de contato do pé direito, intervalo de tempo para cada círculo da frequência de amostragem 0,02 s. (Adaptado de AMADIO, SERRÃO & ÁVILA, 2004).

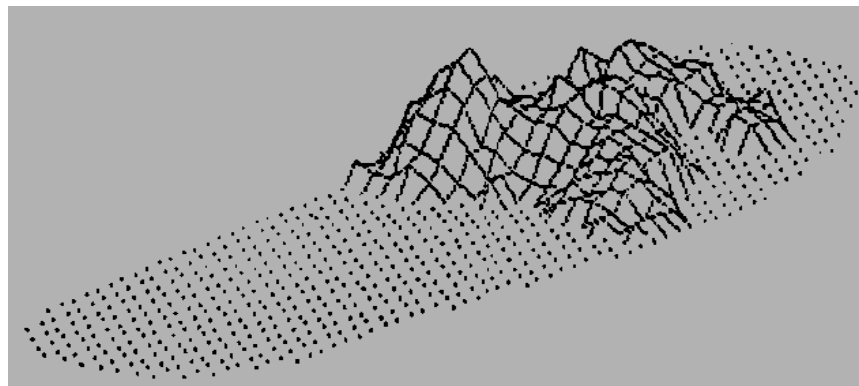


FIGURA 10 - Distribuição dinâmica tridimensional da pressão plantar em instante selecionado da fase de apoio para a marcha voluntária em velocidade selecionada. (Adaptado de AMADIO, SERRÃO & ÁVILA, 2004).

Alguns estudos têm demonstrado que na ausência ou diminuição de informação somatossensorial, há um deslocamento anterior do centro de pressão durante as fases de apoio na marcha, também manifestado por maiores valores de pressão plantar na região do antepé (SACCO, 1997; SACCO & AMADIO, 2000). Este fato pode ser devido às maiores possibilidades de controle postural durante a marcha que esta região do pé fornece, uma vez que existe maior flexibilidade no antepé em termos musculares, ligamentares e articulares, e deslocando o controle da estabilidade mais anteriormente. Outro aspecto muito importante da análise de distribuição de pressão plantar com calçados, segundo MACHADO (1998), é que ao contrário das medições com plataformas de força, será compreendido o que acontece entre a superfície plantar do pé e o calçado, bem como, qual será a influência deste calçado no pé humano. O procedimento de medição de distribuição plantar dentro do calçado representa a melhor alternativa para avaliar-se a interação entre pé-calçado-solo no movimento humano.

Observa-se ainda que, os estudos dedicados à determinação das cargas geradas pelo movimento humano ainda são escassos, fazendo de algumas modalidades esportivas uma verdadeira incógnita no que tange a cargas mecânicas (BARTLETT, 1997). A escassez de dados desta natureza faz com que aqueles que, interessados em comparar os dados da literatura disponíveis sobre o assunto como estratégia para o controle das cargas mecânicas, enfrentem acentuados problemas que se constituem ainda hoje em verdadeiros desafios metodológicos. Os fatos acima ponderados evidenciam que a necessária dosagem das cargas aplicadas ao aparelho locomotor, principalmente dos mais jovens, ainda não pode ser estabelecida em bases tão sólidas quanto se gostaria. Ainda que não seja possível explorar totalmente as relações entre as cargas mecânicas e as adaptações do tecido biológico, a literatura científica especializada tem evidenciado fatores que permitem, se não elucidá-la em sua plenitude, entender alguns dos fatores que regem seu comportamento e principalmente sobre os mecanismos de controle (SERRÃO, 1999).

Teoricamente, o controle das cargas mecânicas permitiria uma dosagem capaz de produzir adaptações positivas, e suprimir as indesejáveis adaptações bionegativas com o treinamento esportivo, em especial relativamente ao treinamento da força. Infelizmente operacionalizar tal dosagem não é tarefa simples. Muitas são as dificuldades que

fazem desta, uma tarefa complexa. A primeira dificuldade refere-se a determinação dos limites de tolerância mecânica dos diferentes tecidos biológicos. Considerando-se que eles fornecem os limites a partir dos quais se deve nortear a aplicação das cargas mecânicas, conhecê-los torna-se crucial. Segundo NIGG e BOBBERT (1990) a estimativa dos limites de tolerância dos tecidos biológicos a partir destes procedimentos pode chegar a 100%, colocando em dúvida sua utilização e aplicação. Sugerem ainda os Autores que, uma das soluções viáveis para o controle da sobrecarga seria a adoção da estratégia denominada de *método da comparação*. Tal procedimento sugere que o controle das cargas mecânicas, e conseqüentemente das lesões, seja operacionalizado a partir da determinação das forças internas produzidas em duas ou mais condições distintas.

Aspectos biomecânicos na análise do futebol

Apesar de o futebol ser inequivocamente um fenômeno de elevada importância no contexto da cultura esportiva contemporânea (GARGANTA, MARQUES & MAIA, 2002), a literatura especializada evidencia que muito pouco se sabe acerca dos parâmetros biomecânicos que regem a modalidade.

A literatura sobre o tema dedica-se predominantemente à discussão de três aspectos: a influência dos equipamentos usados em treinos e competições (calçados, bolas, caneleiras, pisos), a análise da eficiência mecânica das habilidades motoras específicas, bem como os fatores subjacentes à sua execução e o estudo da sobrecarga mecânica como estratégia para o entendimento do surgimento das lesões, sua prevenção e tratamento. Deve-se ainda destacar os trabalhos de investigação voltados à determinação dos movimentos básicos que se realizam durante o jogo (KUHTANEN, 1999).

Nestes estudos são determinadas as ações realizadas com e sem bola, sendo registradas as distâncias percorridas pelos atletas, o tipo de deslocamento, a intensidade do deslocamento bem como alguns indicadores de natureza técnico-tática, como o número de ações com bola (passes, cabeceios, dribles, chutes), o tempo de posse de bola, o tempo de ataque, entre outros.

O chute de futebol, embora não seja o único gesto técnico utilizado durante um jogo, é aquele que se reveste de maior importância, pois, é através do mesmo, que se realiza a tarefa principal de um

jogo: marcar o gol. Apesar de haver muitas variações no chute, de acordo com o tipo de bola, com a velocidade e posição da mesma e com o tipo e intenção desta habilidade técnica, são os parâmetros biomecânicos do chute na bola parada que têm recebido maior atenção da literatura especializada. Tais fatos justificam o predomínio de considerações acerca do chute neste capítulo.

Movimentos, como o arremesso lateral, os movimentos de deslocamento do goleiro e o cabeceio, ainda não foram suficientemente explorados. Outros, apesar de sua extrema utilização em situações de jogo e treino, ainda não receberam a devida atenção, como é o caso dos deslocamentos lentos e rápidos, os saltos ofensivos e defensivos, as paradas bruscas e as mudanças de direção (LEES & NOLAN, 1998). Cita-se como exemplo o estudo de KOLLATH e SCHWIRTZ (1988), que através de registros de vídeo, observou não existir correlações entre os ângulos articulares e a performance obtida no arremesso lateral, constatando a ocorrência de uma significativa relação entre a aceleração realizada na fase final do movimento e a distância alcançada pela bola.

Dentre os poucos estudos existentes, deve-se destacar o fato de a maioria deles focar sua análise em parâmetros cinemáticos do movimento, muitos dos quais executados a partir de frequências de amostragens inferiores à exigida pela frequência natural do movimento, e que, por consequência, geram expressivos erros experimentais. Enquanto predominam os estudos cinemáticos, ainda são poucos os estudos sobre aspectos dinâmicos e eletromiográficos do futebol.

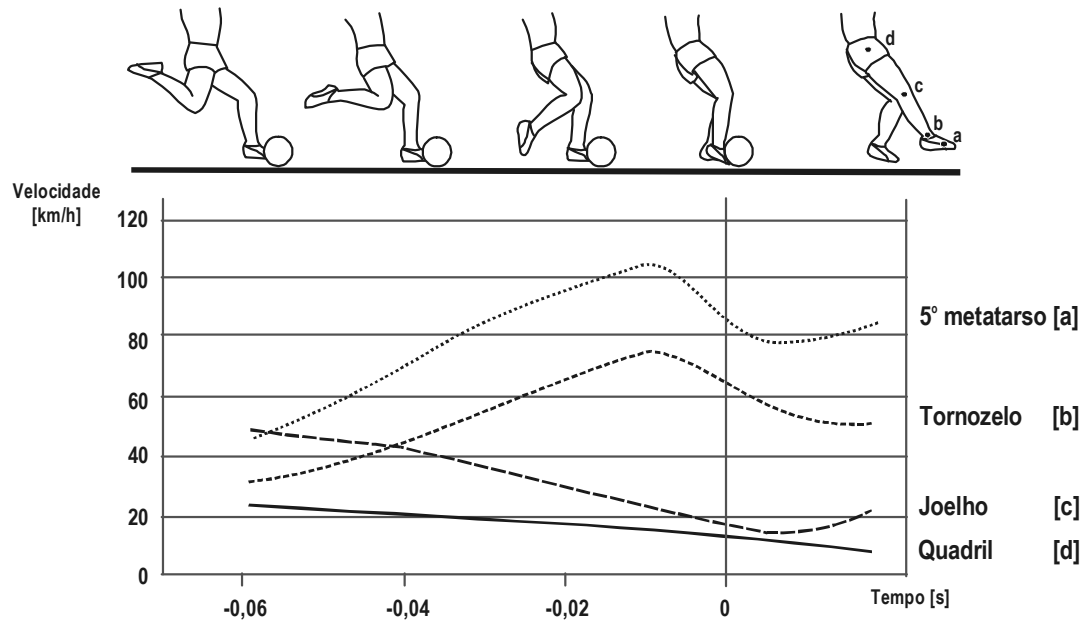
Indubitavelmente, a descrição cinemática do movimento a partir da utilização das técnicas da cinemetria tem sido a estratégia metodológica mais utilizada na análise dos parâmetros biomecânicos do futebol. PLAGENHOEF (1971), a partir da análise da perna de chute em função da posição de três eixos articulares (coxo-femural, joelho e tornozelo), durante as fases de balanço do membro inferior, contato com a bola e finalização após contato, apresentou uma importante contribuição ao entendimento dos mecanismos que regem a execução do chute.

CUNHA, BREZIKOFER e LIMA FILHO (1995) realizaram a análise do chute através do registro de

vídeo de uma série de chutes utilizando duas câmeras de vídeo, em que uma registrava a visão lateral no momento do chute e outra a visão posterior. O campo de visão coberto pelas duas câmeras observava não só a zona onde o chute era efetuado, mas também parte da corrida de aproximação e parte da trajetória da bola. Após este procedimento faz-se a medição da posição do jogador em campo em função do tempo, marcando na tela do computador pontos anatômicos segundo o modelo proposto por ZATSIORSKY, ARUIN e SELUJANOW (1984). Desta maneira, pode-se determinar as coordenadas espaciais à partir da reconstrução tridimensional das imagens, para uma seqüência selecionada destas imagens. Assim, pode-se calcular quais os principais padrões motores envolvidos no gesto técnico, identificando e descrevendo-os.

CUNHA, XIMENES, MAGALHÃES e LIMA FILHO (2001) estudaram alguns movimentos básicos do futebol, procurando interrelacionar as grandezas biomecânicas, com determinantes da aprendizagem motora e da fisiologia, através da utilização de variáveis quantitativas obtidas durante a sua execução. Com registros por vídeo efetuaram uma comparação do nível de aprendizagem relativamente a padrões pré-estabelecidos para o chute, tendo constatado a existência de algumas diferenças na colocação e orientação dos segmentos corporais entre atletas com diferentes níveis de aprendizagem.

Importante análise do chute foi desenvolvida por KOLLATH (1996), interpretando e calculando, a partir de registro com câmera especial de alta velocidade (3000 Hz), as características descritoras do chute no futebol, (FIGURA 11). Os resultados obtidos permitem caracterizar algumas particularidades do chute executado por um jogador profissional habilidoso. A primeira característica é exibida no momento de colocação do pé de chute, que no grupo estudado foi posicionado muito próximo à bola, tanto no eixo antero-posterior como também no médio-lateral, permitindo assim, um movimento com a máxima eficiência da perna livre, não apenas em relação à amplitude de movimento articular, como principalmente em relação à transferência de forças para a bola.



No eixo tempo o ponto 0 representa o instante de contato do pé com a bola.

FIGURA 11 - Curvas de velocidade (km/h) em função do tempo (s) de pontos marcados do membro inferior (a, b, c, d) para o chute de um jogador profissional habilidoso e cinegramas correspondentes. (Adaptado de KOLLATH, 1996).

Assim, o padrão do chute caracteriza-se pela colocação da perna de apoio ao lado e ligeiramente atrás da bola parada. A perna que chuta é primeiro recuada e fletida sobre o joelho. O movimento para frente inicia-se pela rotação da perna de apoio sobre o quadril e pelo avanço da coxa para frente. Nesta fase, a perna encontra-se ainda fletida sobre o joelho. Logo que a ação inicial tenha lugar, a coxa começa a desacelerar até que esteja praticamente parada quando do contato com a bola. Durante esta desaceleração, a perna estende vigorosamente atingindo a extensão quase total no momento do contato com a bola, sendo que nesta fase o membro inferior permanece em extensão e depois disso começa a fletir. O pé contacta a bola com a parte dorsal das falanges e com a parte inferior dos metatarsos.

Observa-se, portanto, que o padrão do chute segue uma orientação proximal-distal. O movimento de aceleração inicial do membro inferior é iniciado pelo segmento proximal (coxa), que posteriormente sofre desaceleração ao passo que a perna e o pé iniciam sua trajetória de aceleração (DÖRGE, BULL ANDERSEN, SORENSEN, SIMONSEN, AAGAARD, DYHRE-POULSEN & KLAUSEN, 1999).

Observamos constantemente um chute sair pelo lado, por cima da trave ou mesmo com pouca velocidade, permitindo a defesa ao goleiro. Assim, torna-se importante tentar de alguma forma entender as causas que explicam os erros (de direção, altura e

força) na execução do movimento. O estudo do chute com a bola parada, a partir de parâmetros dinâmicos mensurados por plataformas de força, sincronizados com imagens do mesmo no plano sagital, poderá contribuir na elaboração de um modelo de chute, que permita, apesar das inegáveis dificuldades em estabelecer padrões de movimento, interpretar os parâmetros biomecânicos que afetam sua realização.

Estudo realizado por RODANO e TAVANA (1993) evidencia que a máxima magnitude de força produzida pela perna de apoio no momento de chute é da ordem de 3,2 vezes o peso corporal (PC). Atingem-se valores médios de 2,69 x PC e 1,24 x PC para as componentes vertical e horizontal da força de reação do solo respectivamente. A direção da reação horizontal é medial e desenvolve trabalho em oposição ao movimento para a frente. O máximo é atingido cerca de 130 ms após o impacto. Os valores médios da força de reação, no momento em que o pé bate na bola, é de 2,04 x PC. As forças máximas verticais durante o balanço para a frente da perna de chute não alteram significativamente com o ângulo de aproximação. A diferença entre o valor máximo e o mínimo da força vertical foi inferior a 92 N. No entanto, os valores máximos da força de reação lateral tendem a aumentar com a elevação do ângulo de aproximação, enquanto os valores máximos da força de reação frontal tendem a diminuir. Neste sentido, LUHTANEN (1988), através da FIGURA 12, apresenta-nos a amplitude, direção da resultante das forças e seus momentos da coxa, perna

e pé para as fases selecionadas do chute. O ângulo entre os vetores das forças resultantes vai diminuindo à medida que o pé se aproxima da bola. A força produzida está de acordo com a direção aplicada. Nas fases (a) e (b) a distribuição das direções da resultante da força aplicada é maior do que na fase (c). Na fase (c) as direções das forças (quadril e joelho), estão levemente para trás, isto significa que neste momento

foi necessário uma transferência de energia mecânica para dar maior velocidade ao pé e à bola. Nesta fase os momentos de força invertem, com exceção do momento do pé. A velocidade inicial da bola está fortemente relacionada com os maiores momentos de força produzidos durante a flexão do quadril, extensão do joelho e estabilização do tornozelo da perna que chuta.

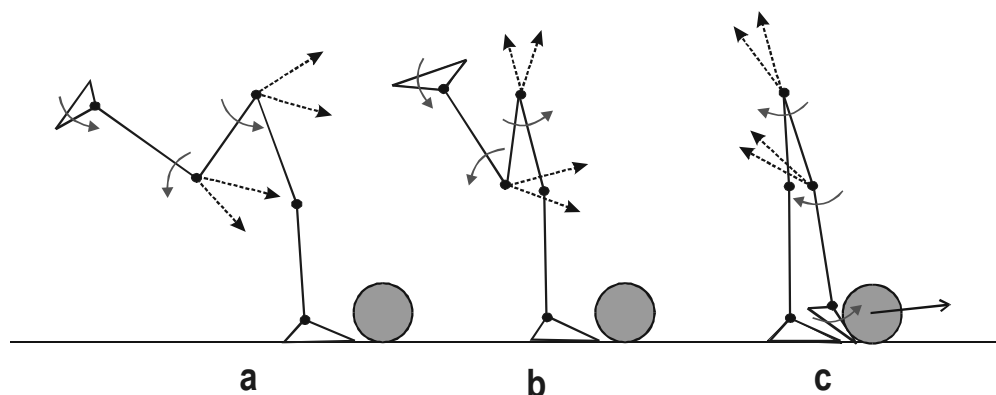


FIGURA 12 - Amplitude e direção das resultantes das forças e momentos de força da perna que chuta segundo as fases selecionadas (a, b, c). (Adaptado de LUHTANEN, 1988).

CABRI, DE PROFT, DUFOUR e CLARYS (1988) correlacionam a eficácia do chute, mensurada através do alcance atingido pela bola, com o torque isocinético ($210 \cdot s^{-1}$) produzido na articulação do joelho e no quadril. Observam os Autores, a existência de uma significativa correlação entre o rendimento do chute e a ação excêntrica dos flexores ($r = 0,77$) e concêntrica dos extensores ($r = 0,74$) do joelho. Correlações significativas também foram observadas entre o rendimento no chute e a ação concêntrica dos flexores ($r = 0,60$) e excêntrica dos extensores ($r = 0,56$) do quadril. Interessante observar que o desempenho no chute também apresentou uma correlação significativa com a performance no “Jump & Reach” ($r = 0,69$). A boa

correlação entre a performance no “Jump & Reach” e no chute, aliada a praticidade do teste, que dispensa a utilização dos instrumentos sofisticados de mensuração, fazem deste teste uma boa estratégia de predição de rendimento.

Ainda que os estudos sobre as características biomecânicas do futebol sejam escassos, é inegável a contribuição que podem oferecer na organização do treinamento físico e técnico da modalidade, razão pela qual devem ser observados com atenção. A aplicação da biomecânica na investigação no futebol é fundamental, pois apenas através dos resultados obtidos, será possível consolidar a base de conhecimentos sobre esta modalidade e, conseqüentemente, otimizar a técnica esportiva.

Considerações finais: perspectivas metodológicas

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 aplicada à 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 e neste sentido, a biomecânica recorre a um complexo de disciplinas científicas, onde pode-se observar uma estreita relação entre as necessidades e exigências da prática esportiva.

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

tarde de movimento a ser realizada. Quanto maior a interdependência tanto mais avançado é o processo de especialização e maturidade do movimento. Portanto, quanto maior a interdependência, tanto maior é a possibilidade de entendermos a estrutura de movimento na sua concepção mais complexa.

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.

Gostaríamos de discutir sobre dois pontos importantes que, seguramente, muito podem colaborar sobre decisões quanto aos métodos de medidas biomecânicas: a) sentido fundamental da medição e b) qualidades do processo de medição. Análises segundo utilização de modelos 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.

Destacaríamos algumas perspectivas metodológicas selecionadas e aplicadas à biomecânica do esporte considerando-se as tendências de ensino e pesquisa à partir da complexa análise do movimento humano, assim busca-se:

- a) o aperfeiçoamento da técnica de movimento esportivo orientado fundamentalmente pela determinação da eficiência de movimento;
- b) o aperfeiçoamento do processo de treinamento esportivo com base nos mecanismos indicadores da adaptação funcional e ambiental;
- c) o aperfeiçoamento do mecanismo de controle de cargas internas interpretado pelo processo de otimização do rendimento; e
- d) o aperfeiçoamento de modelos físico-matemáticos para simulação e animação gráfica do movimento esportivo, considerando-se os formalismos computacionais disponíveis.

A síntese do conhecimento científico gera hipóteses e estas geram novas abordagens metodológicas. Atualmente vivemos na biomecânica um grande período analítico como ainda não observado, graças à transferência dos avanços tecnológicos aplicados à análise do movimento. Desta maneira uma das

principais tarefas da biomecânica numa projeção de perspectivas e desafios, seria elaborar uma nova síntese do conhecimento acumulado para se sistematizar novos conceitos, novas metodologias e novas áreas de aplicação. Esta é uma tarefa que se faz necessária em função do próprio desenvolvimento científico-metodológico da ciência pois, caso contrário, pode-se redundar paradigmaticamente em sérios erros e/ou riscos que tendem a comprometer a sua própria evolução.

Atualmente, com toda a evolução tecnológica, torna-se cada vez mais possível quantificar o desempenho do ser humano. Qualquer avaliação de técnica desportiva, performance, capacidade funcional, entre outras, deve ser precedida de medição, descrição e análise. Por detrás de uma boa avaliação, sempre encontramos bons procedimentos de medição. Recomenda-se ainda para a área de instrumentação, técnicas e adaptações tecnológicas de “hard-” e de “software”, desenvolvimento de projetos específicos em atendimento a protocolos para avaliações específicas de movimentos esportivos.

Para uma boa avaliação, destacamos quatro fases distintas que compõe o processo: *medição, descrição, monitoração e análise*. O principal propósito de qualquer avaliação é chegar a uma decisão clara e precisa sobre o caso em observação. Dentro deste processo de avaliação, estamos destacando a importância da *monitoração*, através da qual é possível detalhar mudanças de padrões como conseqüências de um programa de condicionamento físico, mostrando claramente onde houve a evolução e a causa. Quando se faz apenas uma coleta, os dados obtidos representam apenas um único aspecto, enquanto que, com medições repetidas será possível observar qual tendência que os parâmetros observados demonstram.

Finalmente, observamos que as pesquisas em biomecânica ainda são carentes de padronizações metodológicas, bem como são incompletos os modelos e protocolos de avaliação 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 às características do movimento esportivo. Entretanto, com o acelerado desenvolvimento do conhecimento 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 do esporte, colaborando assim para o progresso, modernização, automatização e enfim, enorme auxílio em busca da padronização de procedimentos para a análise do movimento esportivo de maneira mais precisa e cientificamente aplicada.

Referências

- ABDEL-AZIZ, Y.I.; KARARA, H.M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. In: SYMPOSIUM ON CLOSE-RANGE PHOTOGRAMMETRY, 6., 1971, Falls Church. **Proceedings...** Falls Church: American Society of Photogrammetry, 1971. p.1-18.
- ALMEIDA, M.A.F. **Filtragem digital de sinais biomédicos**. 1997. 116f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- AMADIO, A.C. **Biomechanische Analyse des Dreisprungs**. 1985. 257f. Dissertation (Doktor der Sportwissenschaften) - Deutsche Sporthochschule Köln, Köln.
- _____. **Fundamentos da biomecânica do esporte**: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento. 1989. 119f. Tese (Livre Docência) - Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo.
- _____. Áreas de aplicação da biomecânica no domínio interdisciplinar e suas relações com o estudo do movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: SBB, 1999. p.51-6.
- _____. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI V.J. (Orgs.). **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. p.45-70,
- AMADIO, A.C.; BAUMANN, W. Kinetic and electromyographical analysis of the triple jump. In: **TECHNIQUES in athletics: conference proceedings**, Köln: Sport und Buch Strauss, 1990. p.751-2,
- AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Lemos, 1998.
- AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAUJO, R.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Paulo, v.3, n.2, p.41-54, 1999.
- AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Instrumentação em cinética. In: SAAD, M.; BATTISTELLA, L.R. (Eds.). **Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR**, São Paulo: Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação, 1997. p.53-68.
- AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C.; ÁVILA, A.O.V. Considerações sobre aplicação dos conhecimentos da biomecânica à partir dos métodos para avaliação e análise do movimento humano. In: LEBRE, E.; BENTO, J. (Eds.). **Professor de educação física: ofícios da profissão**. Porto: FCDEF-UP, 2004. p.319-46.
- 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.). **Estimation of muscle and joint forces**. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- AZEVEDO, F.M. **Avaliação do sinal eletromiográfico como parâmetro para determinação do limiar de fadiga muscular**. 2007. 131f. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- BARTLETT, R.M. Current issues in the mechanics of athletic activities: a position paper. **Journal of Biomechanics**, New York, v.30, n.5, p.477-86, 1997.
- 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.
- _____. Druckverteilungsmessungen im Schuh. In: CAMARC II - ein Projekt der Europäischen Gemeinschaft. Köln: DSHS, 1994.
- _____. 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., (Eds.). **VI Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Brasília: SBB, 1995.
- BAUMANN, W.; STUCKE, H. Sportspezifische Belastungen aus der Sichte der Biomechanik. In: COTTA, H.; KRAHL, H.; STEINBRÜCK, K. (Eds.). **Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates**, [S.l.]: Georg Thieme Verlag, 1980. p.55-64.
- BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **Journal of Biomechanics**, New York, v.26, p.969-90, 1993.
- BRAGA NETO, L.; BEZERRA, E.C.; SERRÃO, J.C.; ECHE E.P.; AMADIO, A.C. Dynamic characteristics of two techniques applied to the field tennis serve. In: HAAKE, S.J.; COE, A. (Eds.). **Tennis science & technology**. Oxford: Blackwell Science, 2000. p.389-93.

- CABRI, J.; DE PROFT, E.; DUFOUR, W.; CLARYS, J.P. The relation between muscular strength and kick performance. In: REILLY, T.; LEES, A.; DAVIDS, K.; MURPHY, W. (Eds.). **Science and football**. London: E. & F.N. Spon, 1988. p.186-93.
- CHAO, E.Y.S. Biomechanics of the human gait. In: SCHMID-SCHÖNBEIN, G.; WOO, S.L.; ZWEIFACH, Y. (Eds.). **Frontiers in biomechanics**. New York: Springer Verlag, 1986. p.225-42.
- CUNHA, S.A.; BREZIKOFER, R.; LIMA FILHO, E.C. Metodologia para análise biomecânica dos fundamentos do futebol. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. **Anais...** Brasília: SBB, 1995. p.27-33.
- CUNHA, S.A.; XIMENES, J.M.; MAGALHÃES, W.J.; LIMA FILHO, E.C. Metodologia para a determinação de padrões de chutes no futebol a partir de projeções estereográficas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Gramado. **Anais...** Gramado: SBB, 2001. p.59-63.
- DAINTY, D.A.; NORMAN, R.W. (Eds.). **Standardizing biomechanical testing in sport**. Champaign: Human Kinetics, 1987.
- DEBRUNNER, H.U. **Biomechanik des Fußes**. Stuttgart: Ferdinand Enke, 1985.
- DENOTH J. Load on the locomotion system and modelling. In: NIGG, B. **Biomechanics of running shoes**. Champaign: Human Kinetics, 1986.
- DIEM, C. **Eine Geschichte des Sports**. Stuttgart: Cotta Verlag, 1964.
- DÖRGE, H.C.; BULL ANDERSEN, T.; SORENSEN, H.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, H.; DYHRE-POULSEN, P.; KLAUSEN, K.: E.M.G. Activity of iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Stockholm, v.9, p.195-200, 1999.
- ELLIOT, B.; WOOD, G. The biomechanics of the foot-up and foot back tennis serve techniques. **The Australian Journal of Sports Sciences**, v.3, n.3, p.3-5, 1983.
- ENOKA, R.M. **Neuromechanical basis of kinesiology**. Champaign: Human Kinetics, 1988.
- GARGANTA, J.; MARQUES, A.T.; MAIA, J. Modelação tática do jogo de futebol. Estudo da organização da fase ofensiva em equipas de alto rendimento. In: GARGANTA, J.; SUAREZ, A.A.; PENAS, C.L. (Eds.). **A investigação em futebol: estudos ibéricos**. Porto: Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto, 2002. p.51-66,
- GEORGE, G.S. **Biomechanics of women's gymnastics**. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1980.
- GLITSCH, U. **Einsatz verschiedener Optimierungsansätze zur komplexen Belastungsanalyse der unteren Extremitäten**. 1992. Dissertation (Doktor Sportwissenschaften) - Institut fuer Biomechanik, DSHS, Köln,
- GURFINKEL, V.S.; LESTINENNE, F.; LEVIK, Y.K.; POPOV, K.E.; LEFORT, L. Egocentric references and human spatial orientation in microgravity. II. Body-centred coordinates in the task of drawing ellipses with prescribed orientation. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.95, n.2, p.343-48, 1993.
- HANAVAN, E.P. **A mathematical model of the human body**. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base, 1964. p.64-102. [AMRL-Technical Report].
- HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values for anthropomorphic segments. **Journal of Biomechanics**, New York, v.13, p.833-43, 1980.
- HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.10, p.361-74, 2000.
- HENNIG, E.M.; CAVANAGH, P.R. Pressure distribution under the impacting human foot. In: JONSSON, B. (Ed.). **Biomechanics X-A**. Champaign: Human Kinetics, 1987. p.375-80.
- KELSO, J.A.S.; DING, M.; SCHÖNER, G. Dynamic pattern formation: a primer. In: SMITH, L.B.; THELEN, E. **A dynamic systems approach to development applications**, Cambridge: MIT Press, 1993. p.13-50.
- KOLLATH E. **Bewegungsanalyse in der Sportspielen**. Köln: Sport & Buch Strauss, 1996.
- KOLLATH, E.; SCHWIRTZ, A. Biomechanical analysis of the soccer throw-in. In: REILLY, T.; LEES, A.; DAVIDS, K.; MURPHY, W. (Eds.). **Science and football**. London: E. & F.N. Spon, 1988. p. 460-7.
- KOMI, P. Selected issues in neuromuscular performance. In: HÖGFORS, C.; ANDRÉASSON, G. (Eds.). **Proceedings of the Ninth Biomechanics Seminar**. Göteborg: [s.ed.], 1995. v.9, p.120-33.
- KOMI, P.V.; JÄRVINEN, M.; KOKKO, O. In vivo registration of achillestendon forces in man. I Methodological development. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v.8, p.3-8, 1987. Supplement.
- KRABBE, B. **Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen - Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik**. Aachen: Verlag Shaker, 1994.
- KUHTANEN, P. **Los aspectos biomecánicos: manual de las ciencias del entrenamiento - Fútbol**. [S.l.]: Editorial Paidotribo, 1999.
- LEES, A.; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal of Sports Sciences**, London, v.16, n.4, p. 211-34, 1998.
- LUHTANEN, P.: Kinematics and kinetics of maximal instep kicking in junior soccer players. In: REILLY, T.; LEES, A.; DAVIDS, K.; MURPHY, W. (Eds.). **Science and football**. London: E. & F.N. Spon, 1988. p.441-8.

- MACHADO, D.B. **Zur Plantardruckverteilung im Kindesalter: einfluss von Schuhwerk.** 1998. 150f. Dissertation (Doktor Sozialwissenschaft) - Universität Konstanz, Konstanz.
- MERLETTI, R. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** New York, v.10, p. 283-6, 2000.
- MOCHIZUKI, L. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio.** 2002. 200f. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H.: Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics,** Bristol, v.17, p.569-79, 2002.
- MÜLLER, N. **Untersuchungen zur Verbesserung der Meßgenauigkeit einer resistiven Druckverteilungsmesssohle.** Köln: DSHS, 1992. [Diplomarbeit DSHS].
- NASHNER, L.M.; McCOLLUM, G. The organization of postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral Brain Science,** v.8, p.135-72, 1985.
- NIGG, B.M.; BOBBERT, M. On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. **Journal of Biomechanics,** New York, v.23, p.3-12, 1990. Supplement 1.
- NIGG, B.M.; HERZOG W. **Biomechanics of musculo-skeletal system.** New York: John Wiley, 1994.
- NITSCH, J.R. Future trends in sport psychology and sport sciences. In: **WORLD CONGRESS OF SPORT PSYCHOLOGY,** 7., 1989, Singapore. **Proceedings...** Singapore: [s.ed.], 1989. p.200-5.
- ONISHI, H.; YAGI, R.; MOMOSE, K.; IHASHI, K.; HANDA, Y.: Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** New York, v.10, p.59-67, 1999.
- PEREIRA, M.C.V.; AZEVEDO, F.M. Análise para um ajanelamento adequado para sinais bioelétricos. In: **CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA,** 18., 2002. **Anais....** São José dos Campos: [s.ed.], 2002. 1 Cd-rom.
- PLAGENHOEF, S. **Patterns of human motion.** Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1971.
- RODANO, R.; TAVANA, R. Three-dimensional analysis of instep kick in professional soccer players. In: REILLY, T.; CLARYS, J.; STIBBE, A. (Eds.). **Science and football.** London: E. & F.N. Spon, 1993. p.357-61.
- ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement.** 2nd ed. London: Chapman & Hall, 1994.
- SACCO, I.C.N. **Estudo parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética.** 1997. 123f. Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- SACCO, I.C.N.; AMADIO, A.C. A study of biomechanics parameters in gait analysis and somatic sensorial thresholds of diabetic neuropathic patients. **Clinical Biomechanics,** Bristol, v.15, n.3, p.196-202, 2000.
- SAURBIER, B. **Geschichte der Leibesübungen.** Frankfurt am Main: Wilhelm Limpert Verlag, 1955.
- SERRÃO, J.C. **Aspectos biomecânicos da influência do calçado esportivo na locomoção humana.** 1999. 164f. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- _____. **Aspectos biomecânicos da locomoção humana: influência da interação entre mochila e o calçado.** 2007. 96f. Tese (Livre-Docência) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- SCHWIRTZ, A.; GROSS, V.; BAUMANN, W. **Leichtathletik.** In: WILLIMCZIK, K. **Biomechanik der Sportarten.** Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag, 1989. p.127-65.
- SIEBERTZ, K.M. **Biomechanische belastungsanalysen unter berücksichtigung der leichtbauweise des bewegungsapparats.** 1994. Dissertation (Doktorarbeit) - RWTH, Aachen.
- STUCKE, H. **Zu Dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenkes und seines Sehnen- und Bandapparates.** 1984. Dissertation (Doktor Sportwissenschaften) - Institut für Biomechanik, DSHS, Köln.
- VAUGHAN, C.L.; DAVIS, B.L.; O CONNOR, J.C. **Dynamics of human gait.** Champaign: Human Kinetics, 1992.
- WILLIMCZIK, K. **Biomechanik der Sportarten.** Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag, 1989.
- WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement.** 2nd ed. New York: John Wiley, 1990.
- _____. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.** Ontario: University of Waterloo Press, 1991.
- _____. **A.B.C. of balance during standing and walking.** [S.l.]: Waterloo Biomechanics, 1995.
- WINTER, D.A.; PRINCE, F.; FRANK, J.S.; POWELL, C.; ZABJEK, K.F. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology,** Washington, v.75, n.6, p.2334-43, 1996.
- ZATSIORSKY, V.M. Biomechanical characteristics of the human body. In: BAUMANN, W. (Ed.). **Biomechanics and performance in sport.** Schorndorf: Verlag Karl Hofmann, 1983. p.71-83.

ZATSIORSKY, V.M.; ARUIN, A.S.; SELUJANOW, W.N. **Biomechanik des Menschlichen Bewegungsapparates**, Berlin: Sportverlag, 1984.

ZERNICKE, R.F. The emergence of human biomechanics. In: BROOKS, G.A. **Perspectives on the academic discipline of physical education**. Champaign: Human Kinetics, 1981. p.124-36.

ENDEREÇO

Alberto Carlos Amadio
Escola de Educação Física e Esporte /USP
Av. Prof. Mello Moraes, 65
05508-030 - São Paulo - SP - BRASIL
e-mail: acamadio@usp.br
