

# Biomecânica da estabilidade articular

João M.C.S. ABRANTES  
Universidade Técnica de Lisboa, Portugal

Mesa Redonda  
Biomecânica do Esporte

## Introdução

No IV Congresso de Ciências do Desporto e de Educação Física, Coimbra (GABRIEL & ABRANTES, 1995) considerámos a importância particular que a Estabilidade Articular tem sobre o conhecimento do caminhar enquanto padrão motor (GABRIEL & ABRANTES, 1999, 2001) mais tarde, qual o potencial contributo de um modelo da rigidez para a tarefa de saltitar (hoping) (FERNANDES & ABRANTES 2003b). No X Congresso de Ciências do Desporto e de Educação Física, Porto iniciamos a apresentação de uma ferramenta que nos possibilite relacionar o comportamento do momento de força associado com a posição angular da articulação do tornozelo com a estabilidade articular usando como critério as fases de produção e de absorção de energia mecânica. Hoje o nosso objectivo é propor que os colegas aceitem a continuação do mesmo trabalho. De facto, o comportamento de produção e absorção de potência em qualquer articulação implica um desenvolvimento de fases de contracção muscular predominantemente concêntrica alternadas com fases de contracção muscular excêntrica. Esta abordagem associa, por um lado, que o trabalho muscular é acentuadamente isotónico e que, por outro lado, o investigador apenas toma em conta o comportamento, ao longo do tempo, do momento de força resultante e a posição angular intersegmentar associada. Este resultado final é estudado como o resultado de um controlo sobre, simplificando, o grupo muscular agonista e o grupo muscular antagonista que actua sobre a articulação em estudo. O executante, no entanto, não está a controlar “mais” os agonistas ou os antagonistas. O executante está a controlar o deslocamento intersegmentar de acordo com o seu objectivo motor, ou se quisermos, o executante não pensa em músculos, pensa em deslocamentos. Portanto, adapta tanto quanto possível a velocidade angular ao objectivo motor de acordo com a percepção que tem das informações que recebe dos elementos

estruturais e funcionais em presença (elementos passivos e activos da articulação) e da sua localização no espaço. Esta capacidade de percepção sobre os elementos em presença não é linear, depende da informação que é disponibilizada sobre características desses elementos mas, fundamentalmente, da capacidade do sistema nervoso as integrar e emitir ordens de controlo efectivas, eficazes e se possível, eficientes. Por exemplo, uma velocidade angular intersegmentar nula pode não ser o objectivo do executante mas o resultado de uma enorme e incontrolável espasticidade muscular. Há uma enorme rigidez mas não se apresenta adaptada ao objectivo motor. No limite, o registo poderá ser o de um momento de força nulo porque as forças agonista e antagonista se anulam e, portanto, uma velocidade angular nula. O inverso poderá surgir. Definido o objectivo como velocidade angular intersegmentar nula o executante pode não controlar convenientemente a relação intersegmentar havendo um desequilíbrio agonista e antagonista.

Propomos, então, que a capacidade de observação do investigador delimite se há desvios ao objectivo motor não só durante a recolha de dados como na interpretação dos mesmos e em complemento que continue a linha de investigação em que apenas trabalhamos com dados observáveis e registáveis, isto é, com parâmetros cinemáticos directamente registados (posições) ou deduzidos (velocidades, acelerações) e com parâmetros cinéticos registados (forças reactivas obtidas por sensores de força) e deduzidos por dinâmica inversa. Na sequência desta introdução propomos manter uma linha metodológica de associação dos conceitos de estabilidade articular e de rigidez com o objectivo de construir um instrumento de observação visual directa dessas capacidades seguindo de muito perto o que apresentámos anteriormente (ABRANTES, 2004).

## Descrição e avaliação da estabilidade articular

Na perspectiva biomecânica o conceito que foi adaptado da Mecânica dos Materiais de Rigidez como significante da Bioresistência, desenvolvida pelos materiais biológicos presentes, pode ser utilizado na construção dum indicador de Estabilidade Articular. Em termos gerais a Estabilidade Articular resulta da capacidade motora de controlar os elementos que actuam em cada um dos complexos articulares. O efeito de controlo sobre os elementos activos (ou, neuromusculares) é associado ao efeito dos elementos passivos (propriedades mecânicas dos materiais que compõem esses complexos articulares). O resultado desse

efeito de controlo associado proporciona ao executante um determinado grau de concretização do objectivo de deslocação ou posição intersegmentar. Essa capacidade terá graus segurança e solidez que proporcionam a esse executante uma fiabilidade da execução dentro de parâmetros que lhe permitem, por um lado, a estabilidade geral do corpo e, por outro, uma margem de confiança de que o desempenho é mais confortável do que realizado em limites dinâmicos muito próximos dos processos que provocam lesão. Estes limites estão associados quer ao controlo sobre os graus de liberdade redundantes quer aos

momentos de força presentes. As variações observadas indicam a existência de uma componente de controlo, avaliada pela maior ou menor actividade muscular dos músculos responsáveis pelos deslocamentos intersegmentares, predispondo o controlo a diferentes níveis de alerta. Este alerta, ou, grau de sensibilidade do sistema de controlo, poderá ser quantificado pelo maior ou menor grau de rigidez necessária à estabilidade necessária a cada tarefa. Especificamente para o tornozelo, o limiar de sensação propriocéptica aumenta com a idade e, portanto, a percepção de vibrações na articulação do tornozelo reduz com a idade (DALEY & SPINKS, 2000). Uma vez que é a articulação do tornozelo a maior fonte de receptores controladores

posturais, aquela redução faz com que se diminua o controlo da estabilidade podendo, assim, dar origem a disfunções nos diversos tipos de locomoção.

Numa primeira abordagem a avaliação da Estabilidade Articular depende da capacidade do investigador determinar algumas das características que respondem ao objectivo motor: a) Proporciona um alinhamento anatómico adequado? b) Transmite uma carga adequada? c) Sustenta a desejada velocidade angular? d) A idade biológica do executante altera as características anteriores? e) Todas as anteriores conjugam-se para proporcionar uma adequada rigidez como resistência às forças exteriores?

## Análise da estabilidade articular

O conceito de Estabilidade Articular implica, no entanto, uma maior abrangência em dois campos de análise. Primeiro, se os graus de liberdade redundantes são controlados, há uma associação da velocidade angular às características de inércia dos segmentos *apoiados* numa dada articulação. Neste caso, a noção base é a de que a transmissão de força de um segmento anatómico para o seu adjacente é tanto mais eficiente quanto mais *estável* estiver a articulação comum (CRISCO & PANJABI, 1990; IVANOVA & PERSHIN, 1981; LATASH & ZATSIORSKY, 1993). Segundo, enquanto os momentos de força são desencadeados há um campo de análise determinado pela capacidade de medir a energia rotacional em presença implicando o desenvolvimento de modelos que traduzam o papel dos elementos activos e passivos do complexo articular em questão (FERNANDES & ABRANTES, 2003A; GRANATA & WILSON, 2002; MORASSO & SANGUINETI, 2002; WINTER, 2003).

Por outro lado, um dos componentes decisivos da estabilidade está relacionado com a rigidez própria das estruturas musculares durante a sua própria alteração de comprimento ou durante o desempenho dos mecanismos de rotação de um segmento em relação ao seu adjacente. A rigidez muscular é um factor importante, não só em tarefas que impliquem “potência”, “força rápida”, “movimentos de alongamento e encurtamento”, mas igualmente, em situações cujo objectivo é o imobilismo da articulação, ou situações quase-estática. O cálculo de um parâmetro que quantifique este estado de rigidez tem sido proposto por vários autores e com diversas abordagens (BOBET et al., 1990; FARLEY & MORGENROTH, 1999; LATASH & ZATSIORSKY, 2001; McMAHON & CHENG, 1990; NIGG & LIU, 1999; VAN SOEST et al., 2003; ZATSIORSKY, 2002).

Com base na adaptação da Lei de Hook as características passivas poderão ser avaliadas. A Lei de Hook mede *stress*, isto é, mede a relação entre a força de tracção exercida sobre o músculo e a variação do seu comprimento. No entanto, se considerarmos que a capacidade em manter a articulação estável depende, essencialmente, da relação constante gerada entre o momento de força destabilizador e das capacidades, passivas, das estruturas musculares e articulares presentes

e prontas a contrariar estes desequilíbrios, teremos acesso aos dados de rigidez através da variação angular intersegmentar que está associada instantaneamente aos momentos de força de tensão produzidos. Esta solução mostra-se prática na medida em que, através da utilização de metodologias associadas à dinâmica inversa - no caso da análise do Movimento Humano através dos seus elementos visíveis e mensuráveis - é relativamente acessível determinar aquela relação instantânea gerada entre ao momento de força e a posição angular intersegmentar, ou rigidez rotacional (*Torsional Stiffness*) (FARLEY & GONZÁLEZ, 1996; GABRIEL & ABRANTES, 2001; GUNTHER & BLICKHMAN, 2002; STEFANNYSHYN & NIGG, 1998).

Entretanto, diversas determinações têm sido tentadas para medir a rigidez dos membros inferiores, incluindo, rigidez vertical (*vertical stiffness*) e a rigidez do membro inferior (*leg stiffness*) conforme (BUTLER et al., 2003). Neste artigo Butler e colaboradores realizam uma síntese dos métodos que têm estado associados aos diferentes modos de interpretar a rigidez e das suas relações com vários tipos de desempenho motor. A aplicação destes conceitos tem tido diversas aplicações, seja para estudar as diferenças entre géneros (GABRIEL, 1999; GRANATA & WILSON, 2002), seja para relacionar a rigidez com características morfológicas dos executantes (WILLIAMS et al., 2004)

As oscilações produzidas pelo corpo na posição quasi-estática permitem descrever de um modo indirecto a rigidez articular e o controlo postural. Anteriormente propusemos a medição nesta situação quasi estática através do estudo das coordenadas do centro de pressão do corpo no apoio (FERNANDES & ABRANTES, 2004). A situação quasi-estática corresponde a uma situação de vai vem em torno da posição neutral. Considerando que a posição neutral é aquela em que as forças de tensão são nulas entre os corpos em contacto e, portanto, com ausência de produção de energia mecânica na respectiva interface, o processo de reajuste postural inicia-se por um *vai-vem* entre a dorsi flexão e a plantar flexão da perna em relação ao pé (designaremos, tornozelo). Esse *vai-vem* corresponde ao controlo sobre os mecanismos que produzem a energia rotacional e correspondem sistematicamente a uma conjugação dos sentidos em que consideramos a orientação da velocidade angular do tornozelo

e do momento de força resultante que aí actua (designaremos, momento articular). Genericamente, há produção de energia na articulação se as dois parâmetros têm o mesmo sentido, há absorção de energia se têm sentidos contrários.

Propomos que este critério de *produção / absorção* de energia mecânica seja a base para a análise da rigidez rotacional na generalidade de situações. A metodologia proposta implica que em cada execução sejam definidos os intervalos de tempo em que se há absorção ou produção de energia mecânica encontrando, assim, um critério de divisão não por fases da tarefa baseada em aspectos exteriores da execução mas sim por um critério baseado em aspectos objectivados

pela dinâmica do desempenho. A determinação tradicional da inclinação da recta de regressão sobre a totalidade dos dados correspondentes à relação Momento articular / deslocamentos angular do tornozelo é substituída numa primeira fase por dois valores de rigidez rotacional - valor da rigidez de absorção e valor da rigidez de produção.

A rigidez rotacional terá igualmente uma expressão relacionada com a quantidade de trabalho / por kilograma massa do executante que poderá dar indicações dos níveis de “*esforço*” mecânico que se torna necessário para o mesmo executante desempenhar diversas tarefas.

## Demonstração experimental

Com o objectivo de verificar a funcionalidade da metodologia proposta foi realizada uma recolha de dados que serão apresentados e discutidos durante o Congresso. A recolha de dados foi efectuada por um sistema baseado em 4 plataformas de força AMTI OR6-7-2000 (frequência de recolha 500 Hz, amplificadores MCA6) sincronizadas com o sistema de análise VICON 370 (frequência de recolha 50 Hz). O modelo de medição proposto foi aplicado a um executante (32 anos, 562

N, 1,62 m) que realizou 4 tarefas: A) posição quasi-estática bípede (1 pé sobre cada plataforma colocadas lado a lado distanciadas 7 cm); B) posição quasi-estática sobre o pé direito. Nas duas tarefas, os dados tratados correspondem a um o período de 20 s entre os 5 e os 25 s de uma amostra de 30 s. Nos dois casos foram considerados os dados do pé direito; C) Caminhar a cadência escolhida. Registo de dados do pé direito; D) Salto da plataforma 1 (pé direito) para a plataforma 4 (pé esquerdo).

## Referências

- ABRANTES, J. Estabilidade articular e medição da rigidez dinâmica associada. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.4, p.85-7, 2004.
- BOBET, J.; STEIN, R.B.; OGUZTORELI, M.N. Mechanisms relating force and high-frequency stiffness in skeletal muscle. **J. Biomech.**, v.23, p.13-21, 1990. Supplement 1.
- BUTLER, R.J.; CROWELL 3RD, H.P.; DAVIS, I.M. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. **Clin. Biomech.**, Bristol, v.18, p.511-7, 2003.
- CRISCO, J.; PANJABI, M. Postural biomechanical stability and gross muscular architecture in the spine. In: WINTERS, J.; MAW, S. (Eds). **Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization**. New York: Springer-Verlag, 1990.
- DALEY, M.; SPINKS, W. Exercise, mobility and aging. **Sports Medicine**, v.29, p.1-12, 2000.
- FARLEY, C.T.; GONZÁLEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of Biomechanics**, v.29, p.181-6, 1996.
- FARLEY, C.T.; MORGENROTH, D.C. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. **Journal of Biomechanics**, v.32, p.267-73, 1999.
- FERNANDES, O.; ABRANTES, J. Rigidez dinâmica: fundamentos de uma metodologia de análise treino e avaliação de força e potência muscular - II Simpósio, Maia, 2003a.
- \_\_\_\_\_. Rigidez dinâmica: fundamentos de uma metodologia de análise treino e avaliação de força e potência muscular - II Simpósio. unpublished proceedings, Instituto Superior da Maia, 2003b.
- \_\_\_\_\_. Centro de pressão como indicador da estabilidade articular. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.4, p.280, 2004.
- GABRIEL, R. **Biomecânica da estabilidade articular**: conservação da mudança de direcção do caminhar Vila Real: Departamento de Desporto, Universidade de Trás-os-Montes e Alto D'Ouro, 1999.
- GABRIEL, R.; ABRANTES, J. A estabilidade articular como elemento de diagnóstico da eficiência do caminhar. In: CONGRESSO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CIÊNCIAS DO DESPORTO DOS PAÍSES DE LÍNGUA PORTUGUESA, 4., 1995, Coimbra. **Abstracts...** Coimbra: Universidade de Coimbra, 1995. CD -10.29.
- \_\_\_\_\_. Avaliação do momento de força como factor de análise da estabilidade articular. In: CARVALHO, C. (Ed.). **Actas do 1º simpósio sobre treino e avaliação de força e potência muscular**. Maia: PUBLIMAI, 1999. p.367-75.
- \_\_\_\_\_. Avaliação do momento de força como factor de análise da estabilidade articular. In: CARVALHO, C. (Ed.). **Perspectivas XXI**. Maia: Instituto Superior da Maia, 2001. v.4, p.73-80.
- GRANATA, K.; WILSON, S. **Active knee joint stiffness is greater in men than in women**. [S.l.]: Motion Analysis and Motor Performance Laboratory University of Virginia, 2002.

- GUNTHER, M.; BLICKHMAN, R. Joint stiffness of the ankle and the knee in running. **Journal of Biomechanics**, v.35, p.1459-74, 2002.
- IVANOVA, G.; PERSHIN, A. Formation of rigidity in sport movements and its significance. In: MORECKI, A.F.K.; WIT, K. (Eds.). **Biomechanics VII- B**. Baltimore: University Park, 1981
- LATASH, M.; ZATSIORSKY, V. Joint stiffness: myth or reality? **Human Movement Science**, v.12, p.653-92, 1993.
- \_\_\_\_\_. How berstein conquered movement. In: CLASSICS in movement science. Champaign: Human Kinetics, 2001. p.59-156.
- MCAHON, T.; CHENG, G. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **Journal of Biomechanics**, v.23, p.65-78, 1990.
- MORASSO, P.G.; SANGUINETI, V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v.88, p.2157-62, 2002.
- NIGG, B.; LIU, W. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. **Journal of Biomechanics**, v.32, p.849-56, 1999.
- STEFANNYSHYN, D.; NIGG, B. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. **Journal of Biomechanics**, v.14, p.292-9, 1998.
- VAN SOEST, A.J.; HAENEN, W.P.; ROZENDAAL, L.A. Stability of bipedal stance: the contribution of cocontraction and spindle feedback. **Biol Cybern**, v.88, p.293-301, 2003.
- WILLIAMS, D.S.; DAVIS, I.M.; SCHOLZC, J.P.; HAMILLD, J.; BUCHANANE, T.S. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. **Gait and Posture**, v.19, p.263-9, 2004.
- WINTER, D.P.; AFTAB; ISHAC, MILAD; GAGE, WILLIAM Motor mechanics of balance during quiet standing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, p.49-56, 2003.
- ZATSIORSKY, V. **Kinetics of human motion**. Champaign: Human Kinetics, 2002.

## Agradecimentos

O autor agradece o apoio dado a este trabalho pelos colegas Orlando Fernandes e Miguel Montez na recolha dos dados que decorreram no Laboratório de Marcha do Centro de Medicina de Reabilitação, Alcoitão. À Fundação para a Ciência e Tecnologia através do projecto POCTI/EME/39976/2001 (Metodologia de Análise Dinâmica para aplicação ao estudo do comportamento do sistema músculo-esquelético humano).