



Pode a dinâmica inversa auxiliar no entendimento do desenvolvimento da locomoção?

Lilian Teresa Bucken Gobbi¹

¹Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção, Departamento de Educação Física
- IB - UNESP/RC - Brasil

Gobbi, L. T. B. (2006).

Pode a dinâmica inversa auxiliar no entendimento do desenvolvimento da locomoção?

Motricidade 2 (1): 62-72.

Resumo

A análise de movimentos através da Dinâmica Inversa procura explicar como o Sistema Nervoso Central controla os movimentos dos segmentos corporais baseada na geração de torques articulares, considerando não apenas a atividade muscular, mas também a gravidade e as forças de reação passivas geradas pelo movimento precedente. Evidências experimentais são apresentadas e integradas com aspectos desenvolvimentais relativos à postura e à locomoção, indicando que a dinâmica inversa permite quantificar mudanças desenvolvimentais.

Palavras-chave: dinâmica inversa, desenvolvimento, locomoção.

data de submissão: 17-11-2005

data de aceitação: 27-01-2006

Abstract

Can inverse dynamics help to understand the locomotion development?

The motion analysis through Inverse Dynamic attempts to explain how the Central Nervous System controls the movements of body segments. This approach is based in the generation of joint torques, considering not only the muscle activity, but also gravity and passive forces generated by previous movements. Experimental evidences are introduced and integrated with developmental issues related to posture and locomotion, revealing that the inverse dynamic allows quantifying the developmental changes.

Key words: inverse dynamics, development, locomotion.





Introdução

Esta revisão se propõe a auxiliar o entendimento do desenvolvimento da locomoção humana através do uso da análise da dinâmica inversa. A análise da dinâmica inversa também tem sido empregada na robótica^{8,20,24,27} e em animação gráfica¹⁶, especialmente com a preocupação de montar modelos neurais para controle da locomoção.

O interesse neste tópico surgiu de estudos com adultos e idosos⁹, onde a análise da dinâmica inversa mostrou-se apta a evidenciar como o sistema nervoso central (SNC) ativa determinados grupos musculares durante cada fase do ciclo da passada, levando em consideração as forças passivas para produzir o movimento³³. Adultos são aptos para produzir um padrão de passada harmonioso e coordenado, mas o mesmo não é observado nas fases iniciais da locomoção independente.

Para atender ao objetivo, esta revisão apresenta a literatura pertinente à análise da dinâmica inversa, considera alguns resultados de estudos experimentais com adultos e com crianças, seguido por um levantamento das vantagens e desvantagens do uso da análise da dinâmica inversa. Finalmente, algumas conclusões e direções futuras são detalhadas.

O que é dinâmica inversa (DI)?

O planejamento de atos motores, principalmente quanto ao sentido do movimento, pode ser resolvido em diferentes níveis de análise. Superficialmente, um problema representativo do sentido do movimento é decidir subir o primeiro degrau de uma escada com o pé direito ou esquerdo. Mais profundamente está o problema da cinemática, que se refere em converter o movimento planejado em um conjunto de ângulos articulares no campo espaço-temporal. Em um nível ainda mais profundo, está o problema da dinâmica inversa, determinando as forças a serem produzidas para gerar os ângulos articulares desejados²⁵. Os três níveis de análise são

importantes em qualquer abordagem de controle motor. Entretanto, considerando-se o objetivo desta revisão, ênfase é dada ao problema da dinâmica inversa. Enquanto as análises cinemáticas têm relações com movimentos sem preocupação com as forças que os produzem ou previnem, as restrições dinâmicas ocupam-se tanto dos movimentos como das forças²⁵.

Para obter um ato motor coordenado, o SNC usa uma equação de movimento funcionalmente específica e abstrata, derivada da mecânica newtoniana²⁶. Os torques, agindo sobre as articulações do membro na execução de um movimento irrestrito, são divididos nos seguintes componentes: momentos musculares e torques dependentes do movimento (isto é, aceleração linear e angular e velocidade de cada segmento). Esta computação gera um padrão coordenado de torques articulares. O SNC negocia separadamente com a dinâmica do movimento (forças e torques) e a cinemática do movimento (direção, velocidade e aceleração)²⁸.

A *Análise da Dinâmica Inversa* procura explicar como o SNC controla os movimentos dos membros através da geração de torques articulares^{1,18,19,22}. A análise leva em consideração não apenas a atividade muscular, mas também a gravidade e as forças de reação passivas geradas pela ação e que contribuem para o movimento subsequente. Para gerar movimentos eficientes e harmoniosos, o SNC deve administrar as massas segmentares unidas mecanicamente em um campo gravitacional tri-dimensional⁴. Bernstein^{3,4} enfatizou o que ele chamou de *diferentes efeitos da mesma inervação inicial*. Isto é, não há uma correspondência um-a-um entre a força (dos músculos) e os movimentos (do membro) porque as condições iniciais (posição, velocidade e campo de força) podem mudar freqüentemente. O SNC ativamente controla somente as forças musculares²⁶, enquanto que as propriedades mecânicas





passivas são exploradas para dirigir e melhorar os movimentos habilidosos⁴.

Em robótica, por exemplo, a máquina que anda com maior sucesso explora suas próprias estruturas físicas com pouco envolvimento do computador ou do operador. Estas estratégias que reduzem as cargas computacionais no planejamento da trajetória de deslocamento das pernas parecem ser usadas também em sistemas biológicos²⁵.

A DI é uma técnica que pode identificar e quantificar as forças e padrões articulares implícitos agindo nos membros e suas mudanças com o contexto e com a experiência²⁶. Os resultados da técnica da DI são úteis para salientar os componentes ativos e passivos agindo sobre as articulações dos membros durante movimentos irrestritos. A locomoção neste caso é um importante objeto de estudo que ocorre em um sistema de coordenadas temporais e espaciais com alguns detalhes regulares e estáveis³.

Os requisitos para corretamente executar os cálculos da dinâmica inversa incluem medidas precisas das massas dos segmentos, centros de massa, centros articulares e momentos de inércia³². Estas medidas mostram um forte relacionamento entre os dados cinemáticos, cinéticos e antropométricos para calcular as forças de reação articulares, a resultante dos momentos musculares e a energia potencial. Assim, a DI usa um modelo matemático do corpo humano baseado em medidas antropométricas²⁶. As forças agindo para produzir movimento são as forças gravitacionais, as forças de reação do solo e as forças de osso-sobre-osso³².

O modelo do segmento-unido de Winter³² é uma ferramenta poderosa usada para quantificar a soma de toda a atividade muscular de cada articulação em um movimento específico. No relacionamento entre os modelos anatômico e do segmento-unido³², as articulações são substituídas por dobradiças e os segmentos são substituídos por massas e momentos de inércia avaliados no centro de massa de cada segmento. Para calcular as forças de reação e os momentos

de força agindo em cada segmento, o modelo do segmento-unido é quebrado a nível articular dando origem ao diagrama do corpo-livre. Cada segmento é, inicialmente, analisado isoladamente. Em seguida, as forças resultantes do segmento mais distal são computadas no segmento anterior e as forças resultantes dos dois segmentos são analisadas no próximo segmento. No caso da locomoção, as forças atuantes na articulação do tornozelo levam em consideração as medidas antropométricas e o momento de inércia do pé, enquanto que para o joelho são consideradas as variáveis relativas ao pé e à perna. E assim sucessivamente para o quadril.

Uma vantagem de aplicar a DI para estudar movimento é que esta técnica possibilita identificar não apenas a atividade muscular mas também como o SNC negocia com as forças ambientais como a gravidade e as forças resultantes do movimento precedente. É importante notar que muitos pesquisadores não têm usado a análise da DI por assumir que o SNC não é capaz de executar inúmeros cálculos em um curto período de tempo. Contudo, não é conhecido se o SNC executa os cálculos ou se a análise da DI pode ser ou uma outra forma de entender como o SNC trabalha ou um caminho para descrever o sistema matematicamente, mesmo que o SNC não esteja usando tais computações. Estudos experimentais que aplicaram a análise da DI para entender o desenvolvimento da locomoção são discutidos a seguir.

Dinâmica Inversa e o Desenvolvimento da Locomoção: evidências experimentais

Após analisar o padrão adulto do andar, Bernstein³ aplicou os cálculos da dinâmica para entender a ontogênese da locomoção. Seus estudos mostraram que muitos componentes do ato locomotor adulto não foram observados no padrão locomotor de crianças que recentemente iniciaram o andar independente. Entre estes componentes ausentes na criança estavam





Dinâmica inversa auxiliar e desenvolvimento da locomotor

Lilian Teresa Bucken Gobbi

as forças horizontais do centro de massa do pé e da perna no contato do pé com o solo e a velocidade horizontal da coxa durante a fase de suporte. Entretanto, as curvas de aceleração da perna como um todo durante a fase de balanço e a onda reversa do pé acompanhada por um efeito mecânico puramente reativo na coxa no início da fase de balanço estavam presentes no primeiro dia de andar independente. Este padrão de locomoção foi retido durante o primeiro ano de andar, o qual Bernstein³ denominou *the innervationally primitive stage*. Depois deste estágio, os progressos observados nos elementos estruturais do andar não foram devidos a melhorias na coordenação e equilíbrio. Ao contrário, as melhorias estavam relacionadas ao desenvolvimento do SNC e no melhor uso da informação proprioceptiva.

“The whole inventory of dynamic waves develops very slowly, being complete by about the 5th year”³ (p. 189).

Thelen e colegas^{14,26,31} têm estudado o desenvolvimento da locomoção por meio da dinâmica inversa. No primeiro estudo deles usando esta abordagem, Schneider et al.²⁶ examinaram a dinâmica intersegmentar da perna em chutes espontâneos de várias intensidades para explorar como o sistema neuromotor de bebês controla um conjunto de forças ativas e passivas para produzir um movimento não-intencional e estereotipado. Seis participantes de 3 meses de idade foram seguros em uma posição supino que permitia movimentos livres dos membros inferiores. Os diodos que emitem luzes infravermelho (DEIVs) foram fixados no tronco e nas articulações do quadril, joelho, tornozelo e no 5^o metatarso. Um movimento do membro inferior, começando a partir de uma posição estendida, movendo através de uma fase de flexão simples do joelho e quadril e terminando com uma fase de extensão do quadril e joelho foi definido como um chute. As seguintes medidas foram tomadas em cada chute: ângulos intra-segmentares do quadril, joelho e tornozelo e ângulos de inclinação da

coxa, perna e pé. Os parâmetros antropométricos do membro inferior foram obtidos através de um modelo do corpo humano confeccionado a partir dos dados de 18 outras crianças para precisamente estimar as massas segmentares, as localizações dos centros de massa e os momentos de inércia. A partir destas medidas, a resultante do torque articular, os torques gravitacionais, os torques interativos e o torque muscular generalizado foram calculados usando equações de movimento para corpo rígido. A análise de 14 chutes revelou que em chutes não-vigorosos, a reversão na articulação do quadril foi o resultado de um torque extensor devido à gravidade, oposto ao efeito flexor combinado do torque muscular e do torque total dependente do movimento. Em chutes mais vigorosos, o torque dependente do movimento aumentou junto com um torque flexor do quadril para ser contrabalançado por um torque extensor. Os torques musculares foram ajustados para produzir um torque resultante para reverter o movimento do chute dos segmentos conectados. Os autores concluíram que devido à espontaneidade dos chutes e à ausência de restrições de velocidade e precisão, pode ter havido organização a um nível relativamente periférico. Esta conclusão permite especular sobre a ação dos geradores de padrão central em nível medular no início do desenvolvimento pós-natal.

No segundo estudo do mesmo grupo, utilizando a análise da DI, Jensen et al.¹⁴ testaram chutes espontâneos de nove bebês de 3 meses de idade usando o mesmo procedimento de Schneider et al.²⁶ adicionando à posição supino duas outras posições: inclinada e vertical. Pela variação nas posições foi possível acessar a sensibilidade do sistema motor do bebê às mudanças no contexto gravitacional. Os chutes analisados incluíram 8 movimentos supinos, 14 inclinados e 28 verticais. Os resultados mostraram que os torques musculares necessários para dirigir a flexão do quadril nas posições inclinada e vertical foram de 4 a 10 vezes maiores do que na posição supino. Na posi-





ção vertical, houve um aumento na sincronia na flexão articular, extensão aumentada no quadril e joelho e uma redução na amplitude de movimento no quadril. Conseqüentemente, houve torques musculares do quadril e joelho altamente coordenados na posição vertical em oposição às posições supino e inclinada. Esta correlação implica em restrições anatômicas e energéticas na geração de um movimento segmentar coordenado fora das ativações musculares não-específicas. Estes dados sugerem que a coordenação interarticular pode ser uma propriedade emergente, recentemente formada, cujos parâmetros de controle não-específicos, tais como a gravidade, dirigem o sistema para ações interarticulares mais fortemente coordenadas.

Ulrich et al.³¹, no terceiro experimento do grupo, estudaram o andar sobre a esteira rolante de bebês e adultos usando a dinâmica inversa com o objetivo de comparar os padrões dos torques ativos (músculos) e passivos (gravidade e dependente do movimento) durante a fase de balanço. Os 8 participantes adultos jovens andaram sobre a esteira rolante em três velocidades (lenta, normal e rápida) com DEIVs fixados na crista ilíaca da pélvis e nas articulações do quadril, joelho, tornozelo e 5º metatarso. Os oito participantes de 7 meses de idade foram mantidos em pé sobre uma pequena esteira rolante em duas velocidades (lenta e moderada ou ótima) com os DEIVs colocados nas mesmas posições antropométricas que os participantes adultos. Para os adultos foram analisados 40 ciclos da passada nas velocidades lenta e rápida e 38 ciclos na velocidade moderada. Para os bebês, a análise final incluiu 24 ciclos da passada mais 13 fases de balanço na velocidade lenta e 41 ciclos mais 4 fases de balanço na velocidade moderada. Os cálculos da dinâmica foram executados usando um modelo de três segmentos de corpo rígido e os cálculos da resultante dos torques usaram equações de movimento, como as utilizadas por Schneider et al.²⁶. Os componentes da resultante dos torques (gravitacional,

dependente do movimento e muscular) também foram similares aos utilizados por Schneider et al.²⁶ e Jensen et al.¹⁴. Os resultados indicaram que, para os adultos, os torques musculares iniciaram e terminaram as fases de balanço, enquanto que os torques passivos foram os responsáveis pelo movimento da perna durante a maior parte da fase de balanço. Entretanto, os bebês demonstraram que o torque muscular permanece flexor durante toda a fase de balanço, sendo as reversões articulares realizadas pelo torque gravitacional passivo dominante. Baseado nos resultados da análise da DI, os autores concluíram que: a) adultos parecem explorar e controlar as propriedades biodinâmicas dos seus membros e as forças gravitacionais passivas para ampliar e manter o movimento para frente, usando os torques musculares para iniciar e controlar as reversões articulares; e b) o sistema motor do bebê é suscetível às influências das restrições ambientais, mas não está apto a explorá-las. Isto significa que a rede neural básica para locomoção é estabelecida cedo no desenvolvimento humano mas ainda não está organizada.

A próxima seção considera aspectos dos estudos citados acima e outras áreas que auxiliam a construir um quadro mais detalhado do desenvolvimento da locomoção.

A Dinâmica Inversa e o Desenvolvimento da Locomoção: algumas considerações.

O primeiro aspecto a ser abordado nesta seção está relacionado aos movimentos que o embrião e o feto executam durante o período pré-natal e como estes movimentos influenciam o desenvolvimento pós-natal. Torna-se necessário perguntar quão espontâneos são os chutes de um bebê de 3 meses de idade como os estudados por Schneider et al.²⁶ e Jensen et al.¹⁴ considerando a idade gestacional e o aparecimento dos primeiros movimentos. Para o entendimento deste ponto, uma revisão da literatura relativa aos movimentos fetais é requerida.





Dinâmica inversa auxiliar e desenvolvimento da locomotor

Lilian Teresa Bucken Gobbi

Após as conexões entre os neurônios motores e os músculos estarem completadas durante o período embrionário da gestação, as células nervosas dos centros superiores começam a mostrar atividade de descarga. Atividade com características epiléticas é um padrão de descarga neural típica e adaptativa dos estágios pré-natais de desenvolvimento²³. Os primeiros movimentos observados em qualquer feto são extensões lentas do pescoço entre 7 e 7,5 semanas. Estes movimentos estão presentes por poucos dias e são seguidos pela ocorrência de sustos e movimentos generalizados²¹. Todos os movimentos vistos no feto podem também ser observados após o nascimento e não existem padrões motores específicos do feto. Também não existe um período com movimentos amórficos e randômicos nem com movimentos abruptos característicos do período fetal inicial²¹. Os movimentos de 12 fetos humanos foram observados semanalmente através da ultrasonografia²¹ e são relatados a seguir. Rolar ou movimentos laterais rítmicos podem ser observados. Há um período de transição no qual um toque no canto da boca gera uma oscilação lenta da cabeça na direção do estímulo. Após alguns dias, a oscilação desaparece e dá lugar a um movimento da cabeça harmonicamente dirigido, que está então sob perfeito controle aferente. Mesmo um feto jovem muda freqüentemente de posição no útero. Há dois padrões específicos presentes que possibilitam estas mudanças de posição. Uma é uma rotação no eixo longitudinal, começando por uma rotação da cabeça, seguida pelo tronco ou começando por uma rotação pélvica. A segunda possibilidade ocorre através de movimentos alternados e rítmicos das pernas, idênticos em forma aos movimentos do andar pós-natal, os quais produzem um rolamento sobre a cabeça se os pés do feto realizam contato apropriado com a parede uterina²¹.

O recém-nascido tem, entre outras, duas características antropométricas importantes para a postura e a locomoção. A primeira refere-se ao

tamanho e ao peso proporcionais da cabeça em relação ao corpo. Nesta fase, a cabeça representa aproximadamente 25% do comprimento corporal total. Os ossos chatos do crânio estão quase que totalmente calcificados. Assim, a cabeça representa uma extremidade muito grande e muito pesada para ser controlada. A segunda característica é a quantidade de gordura. O recém-nascido humano tem cerca de 16% de gordura, aproximadamente 80% dela corresponde à gordura branca, que tem como função o isolamento térmico²¹. Estas características representam restrições funcionais importantes para a realização de ações motoras¹².

Entre os reflexos do recém-nascido, os reflexos de Babinski e de preensão podem ser resíduos comportamentais de circuitaria nervosa obsoleta. Estes comportamentos podem ser elicitados apenas em recém-nascidos ou em humanos mais velhos com cérebro danificado; em outros períodos eles são inibidos²³. Rolar e sugar são padrões motores com funções adaptativas óbvias. As respostas de preensão palmar e plantar, a resposta de Moro e a força de preensão aumentada durante o sugar são todas adaptações do agarrar-se do bebê ao tronco da mãe. Eles devem ser considerados agora como vestígios filogenéticos²¹.

O bebê humano, nos primeiros dois meses, tem uma força muscular baixa evidente. A cabeça não pode ser equilibrada e o tronco não pode ser suportado contra a força da gravidade. Este controle postural “pobre” não é devido apenas às propriedades dos músculos, mas também à falta de mecanismos neurais controlando a postura em relação ao espaço²¹. A partir do terceiro mês, o bebê começa a orientar a postura de acordo com a gravidade. O bebê pode manter a cabeça não apenas centrada na linha média quando deitado na posição supino, mas também no plano horizontal quando sentado em um “bebê-conforto” e balanceado lateralmente²¹.

Considerando o tempo gestacional, onde os movimentos do feto foram executados em um





meio aquático, isto é, onde as influências da gravidade são reduzidas, os padrões motores podem ser gerados pelo SNC sem considerar esta variável. Após o nascimento, o SNC deve considerar a gravidade para executar os movimentos praticados. O transporte no “bebê-conforto” e nos braços da mãe podem auxiliar o SNC do bebê a negociar com as novas restrições ambientais. É necessário considerar também as características antropométricas e a baixa força muscular do bebê. Assim, o pressuposto estabelecido por Schneider et al.²⁶ e Jensen et al.¹⁴ relativo à espontaneidade dos chutes pode ser questionado baseado nos aspectos considerados acima.

O desenvolvimento do controle postural e a contribuição das informações do ambiente e/ou resultantes do movimento são outros aspectos importantes a serem considerados no desenvolvimento da locomoção. Assaiante e Amblard² propuseram um modelo ontogenético da organização do controle do equilíbrio. De acordo com este modelo, depois dos primeiros dois meses, o bebê organiza o equilíbrio através de comandos descendentes e mostra uma unidade articulada no relacionamento entre a cabeça e o tronco, isto é, os bebês mostram um gradiente céfalo-caudal. O controle apresenta-se primeiro nos músculos do pescoço, seguido por aqueles do tronco e então pelos músculos da perna. Entretanto, após a postura em pé, a organização do equilíbrio está sob controle ascendente e o relacionamento cabeça-tronco ocorre “em bloco”. É sugerido que o bloqueio da articulação do pescoço ocorre para possibilitar que os sinais visuais e vestibulares alcancem os efetores tão direta e rapidamente quanto possível. Entretanto, a redução dos graus de liberdade na relação cabeça-tronco pode também ser uma estratégia adaptativa necessária para reduzir as demandas no controle postural.

As funções sensoriais também apresentam um rápido progresso na infância. O sistema visual, por exemplo, progride de uma relativa imaturidade nos primeiros 6 a 8 meses de vida para

níveis semelhantes aos dos adultos por volta dos 5 anos^{7,15}, sendo que as mudanças iniciais ocorrem principalmente na retina¹³. Fusão multisensorial entre sinais visuais e somatosensoriais também são necessárias para o controle postural e locomotor¹⁷. A habilidade para combinar informações sensoriais e ação apropriada permite aos indivíduos adaptar seus padrões motores de acordo com as demandas do ambiente, uma habilidade ainda não alcançada por crianças nos passos iniciais do desenvolvimento^{10,11}. Coincidentemente, no primeiro ano de vida, os bebês têm oportunidades de experimentar formas rudimentares de locomoção.

Woollacott et al.³⁴ realizaram um estudo para determinar o curso temporal do desenvolvimento das sinergias das respostas musculares posturais e o peso relativo dado aos sinais visuais e proprioceptivos/vestibulares durante o desenvolvimento do controle do equilíbrio em crianças de 3,5 meses a 10 anos. Os resultados indicaram que a visão não era necessária para a ativação das respostas musculares em qualquer das faixas etárias testadas. Os resultados também confirmaram o gradiente desenvolvimental céfalo-caudal de 3 a 14 meses de idade proposto pelo modelo ontogenético de Assaiante e Amblard¹. Woollacott et al.³⁴ discutiram seus resultados sob o pressuposto que as sinergias das respostas posturais corretamente organizadas não são geneticamente predefinidas. Isto significa que os bebês podem ter um período de aprendizagem por ensaio e erro durante o desenvolvimento das respostas posturais direcionalmente específicas.

Stroffregen et al.²⁹ analisaram o uso do fluxo ótico periférico e central em postura parada e em locomoção em crianças de 10 meses a 5 anos de idade. As crianças estavam dentro de uma sala em movimento para manipulação do fluxo ótico. As principais descobertas foram: a) crianças mais jovens são altamente dependentes sobre informação do fluxo ótico, particularmente periférica, para manter a estabilidade postural; b) nas tenta-





Dinâmica inversa auxiliar e desenvolvimento da locomotor

Lilian Teresa Bucken Gobbi

tivas andando, a estabilidade postural foi afetada pelos movimentos do fluxo ótico e simultaneamente a informação ótica foi usada para guiar a locomoção.

Os resultados dos estudos de Stroffregen et al.²⁹ e de Woollacott et al.³⁴ mostram alguma discordância relativa ao controle postural. A ausência da informação visual no estudo de Woollacott et al.³⁴ não afetou o controle do equilíbrio. Contudo, a informação periférica do fluxo ótico no estudo de Stroffregen et al.²⁹ mostrou ser importante para manter a estabilidade postural. É necessário considerar a natureza das tarefas. No estudo de Woollacott et al.³⁴, os sujeitos estavam em pé sobre uma plataforma que se movia no plano ântero-posterior, enquanto que no estudo de Stroffregen et al.²⁹, as paredes moviam-se no plano ântero-posterior. A informação visual no estudo de Stroffregen et al.²⁹ era a única disponível para fornecer informação a partir do deslocamento das paredes, enquanto no estudo de Woollacott et al.³⁴, os sinais proprioceptivos/ vestibulares auxiliaram os participantes a reagir ao deslocamento da plataforma. Os resultados de ambos os estudos ofereceram compreensão acerca da integração da informação periférica para sintonizar as ações e concordaram com o estágio inervacionalmente primitivo da ontogênese biodinâmica da locomoção de Bernstein³.

O conceito de que a passada bipedal humana com o calcanhar representa uma transformação evolucionária da passada quadrúpede com os dedos é fortemente suportada pela análise do movimento dos padrões da passada primitiva com os dedos no início da infância e sua transformação durante a maturação e o treinamento da passada bipedal com o calcanhar do adulto. Os parâmetros temporais (a fase de duplo suporte mais longa e a fase de suporte simples mais curta), os parâmetros espaciais (o aumento na base de suporte e a passada mais curta), a atividade muscular (co-contracção dos músculos posturais) e a cinemática do centro de gravidade (aceleração vertical negativa

no final da fase de suporte simples) nos primeiros seis meses de andar independente caracterizam a primeira fase da aprendizagem do controle postural dinâmico. Neste período, os bebês estão aprendendo como integrar postura e movimento. Na segunda fase, os bebês aprendem a precisamente integrar as informações sensoriais disponíveis, sintonizando os ajustamentos finos dos parâmetros da passada^{5,6}.

As duas fases da aprendizagem apresentadas por Brill e Breniere^{5,6} estão também relacionadas com o processo de mielinização. Mielinização, medida pelas velocidades de condução nervosas, não está completa ao nascimento. Os nervos motores e as raízes anteriores amadurecem antes das raízes nervosas dorsais e dos nervos sensoriais, seguindo o princípio céfalo-caudal para cada segmento da medula espinhal. Este processo é completado entre 2 e 5 anos de idade (Rafalowska, 1979, citado por Sutherland et al.³⁰). Desde que as raízes espinhais são mielinizadas antes que os tratos centrais da medula, os movimentos alternados rítmicos do bebê podem ser gerados a nível espinhal em uma direção feedforward.

Na próxima seção, a resposta para a principal questão desta revisão é endereçada, assim como algumas sugestões que podem auxiliar os pesquisadores a construir um quadro mais detalhado do desenvolvimento da locomoção são fornecidas.

Após a revisão dos estudos experimentais, a resposta para a questão central desta revisão parece ser um SIM parcial. Isto é, a análise da DI pode explicar o desenvolvimento da locomoção com o auxílio de outras disciplinas. Com a aplicação da análise da DI é possível quantificar algumas variáveis e suas mudanças durante o desenvolvimento, o que não poderia ser feito anteriormente. Considerando que a técnica da DI é apta para identificar os torques que causam a cinemática do segmento, é razoável assumir que um passo a mais foi dado no sentido do entendimento do controle do movimento a partir de um ponto de vista com-





portamental. O uso apropriado das forças passivas para economizar energia durante a locomoção mostra que o SNC negocia tanto com as demandas da tarefa como com as restrições ambientais pela ativação dos músculos somente quando isto é necessário. Contudo, o sistema neuromuscular de uma criança mostra um período de aprendizagem e/ou maturação a partir dos primeiros movimentos no período pré-natal até atingir o padrão maduro do andar.

Considerando a complexidade do sistema humano e a combinação dos fatores que afetam o desempenho motor, uma abordagem multidisciplinar poderia ser aplicada para avaliar o relacionamento entre o desenvolvimento do SNC, incluindo a mielinização das fibras nervosas, e a manifestação comportamental. Além de uma abordagem multidisciplinar, um estudo longitudinal poderia ser endereçado e algumas correlações entre a dinâmica dos movimentos, tempo de prática e a evolução do SNC poderiam ser mostradas. Por meio de estudos experimentais multidisciplinares, poder-se-ia facilitar o entendimento do controle por feedback e por feedforward das trajetórias dos membros de acordo com a idade. A especulação de Bernstein³ sobre a inervação imatura e o modelo ontogenético de Assaiante e Amblard² da organização do controle do equilíbrio poderiam então ser testados, considerando-se a complexidade do sistema e suas relações com o ambiente e a tarefa.

Os estudos conduzidos por Thelen e colaboradores^{14,26,31} estão mostrando que a partir dos chutes aos 3 meses de idade às passadas na esteira rolante aos 7 meses de idade, o SNC progressivamente negocia com a gravidade e com as forças passivas que agem durante o desempenho de acordo com as alterações posturais. Contudo, somente a análise da DI não está apta a identificar os mecanismos neurofisiológicos da ativação muscular e como estes mecanismos evoluem durante a ontogênese da locomoção humana.

Correspondência:

Lilian Teresa Bucken Gobbi
Av. 24-A, nº 1515 – Bela Vista
13.506-900 – Rio Claro – São Paulo – Brasil
Telefone/Fax: + 55 19 3526-4321
e-mail: ltbgobbi@rc.unesp.br





Referências

1. Alkjaer T, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P (2001). Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait and Posture*, 13: 73-77.
2. Assaiante C, Amblard B (1992). Organization of balance control in children: an ontogenetic model. In: Woollacott M, Horak F (Eds). *Posture and Gait: control mechanisms*. Portland: University of Oregon Books, v.2, 338-342.
3. Bernstein N (1940,1984). Biodynamics of locomotion. In: Whiting HTA (Ed). *Human Motor Actions: Bernstein Reassessed*. Amsterdam: Elsevier, 171-222.
4. Bernstein N (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford, UK: Pergamon.
5. Bril B, Breniere Y (1992). Postural requirements and progressive velocity in young walkers. *Journal of Motor Behavior*, 24: 105-116.
6. Bril B, Breniere Y (1993). Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control? In: Savelsberg GJP (Ed). *The Development of Coordination in Infancy*. Amsterdam: Elsevier, 337-358.
7. Chandna A (1991). Natural history of the development of visual acuity in infants. *Eye*, 5: 20-26.
8. Dariush B (2003). Human motion analysis for biomechanics and biomedicine. *Machine Vision and Applications*, 14: 202-205.
9. DeVita P, Hortobagyi T (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88: 1804-1811.
10. Gobbi LTB (1997). *Developmental trends in skilled locomotor behavior over uneven terrain*. University of Waterloo, Tese de Doutorado.
11. Gobbi LTB, Patla AE (1997). Desenvolvimento da locomoção em terrenos irregulares: proposta de um modelo teórico. In: Pellegrini AM (Ed). *Coletânea de Estudos: Comportamento Motor 1*. São Paulo: Movimento, 29-44.
12. Haywood KM, Getchell N (2004). *Desenvolvimento motor ao longo da vida*. Porto Alegre: Artmed.
13. Hood DC (1988). Testing hypotheses about development with electroretinographic and incremental-threshold data. *Journal of the Optical Society of America A*, 5: 2159-2165.
14. Jensen J L, Ulrich BD, Thelen E, Schneider K, Zernicke RF (1994). Adaptive dynamics of the leg movement patterns of human infants: I. The effects of posture on spontaneous kicking. *Journal of Motor Behavior*, 26: 303-312.
15. Movshon JA, Kiorpes L (1988). Analysis of the development of spatial contrast sensitivity in monkey and human infants. *Journal of the Optical Society of America A*, 5: 2166-2172.
16. Multon F, France L, Cani-Gascuel M-P, Debonne G (1999). Computer animation of human walking: a survey. *The Journal of Visualization and Computer Animation*, 10: 39-54.
17. Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ (2002). Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cognitive Brain Research*, 14: 164-176.
18. Otten E (2003). Inverse and forward dynamics: models of multi-body systems. *Philosophical Transactions: Biological Sciences*, 358: 1493-1500.
19. Patla AE, Prentice SD (1995). The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Experimental Brain Research*, 106: 499-504.
20. Pop, C. (2000) *Biomechanical model of human body using bondgraphs, inverse dynamics, simulation and control*. University of Waterloo, Dissertação de Mestrado.
21. Precht HFR (1993). Principles of early motor development in the human. In: Kalverboer F, Hopkins B, Geuze R (Eds). *Motor Development in Early and Later Childhood: longitudinal approaches*. Cambridge: University Press, 35-50.
22. Prilutsky BI, Petrova LN, Raitzin LM (1996). Comparison of mechanical energy expenditure of joint moments and muscle forces during human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 29: 405-415.





23. Provine RR (1993). Natural priorities for developmental study: neuroembryological perspectives of motor development. In: Kalverboer AF, Hopkins B, Geuze R (Eds). *Motor Development in Early and Later Childhood: longitudinal approaches*. Cambridge: University Press, 51-73.
24. Reeve R, Hallam J(2005). An analysis of neural models for walking control. *IEEE Transactions in Neural Networks*, 16: 733-742.
25. Rosenbaum DA (1991). *Human Motor Control*. San Diego: Academic Press.
26. Schneider K, Zernicke RF, Ulrich BD, Jensen JL, Thelen, E (1990). Understanding movement control in infants through the analysis of limb intersegmental dynamics. *Journal of Motor Behavior*, 22: 493-520.
27. Silva FMTP, Machado JAT (1999). Kinematic Analysis and Modelling of Biped Locomotion Systems. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences*, 21: 402-413.
28. Smith AM, Humphrey DR, Alstermark BLE, Bizzi E, Hefter H, Jeannerod M, Johansson RS, Kalaska JF, Klockgether T, Kunesch E, Paillard JR, Soechting JF, Sparks DL (1991). What do studies of specific motor acts such as reaching and grasping tell as about the general principles of goal-directed motor behavior? In: Humphrey DR, Freund H-J (Eds). *Motor Control: Concepts and Issues*. Chichester: John Wiley, 357-381.
29. Stroffregen TA, Schmuckler MA, Gibson EJ (1987). Use of central and peripheral optical flow in stance and locomotion in young walkers. *Perception*, 16: 113- 119.
30. Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN, Wyatt MP (1998). *The Development of Mature Walking*. Philadelphia: J. B. Lippincott.
31. Ulrich BD, Jensen JL, Thelen E, Schneider K, Zernicke RF (1994). Adaptive dynamics of the leg movement patterns of human infants: II. Treadmill stepping in infants and adults. *Journal of Motor Behavior*, 22: 313-324.
32. Winter DA (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: John Wiley & Sons.
33. Winter DA, Eng P (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behavioural Brain Research*, 67: 111-120.
34. Woollacott M, Debu B, Mowatt M (1987). Neuromuscular control of posture in the infant and child: is vision dominant. *Journal of Motor Behaviour*, 19: 167-186.