

AVALIAÇÃO CINESIOLÓGICA DE BAIXO CUSTO APLICADA À REABILITAÇÃO DA LOCOMOÇÃO

Antônio Augusto Fasolo Quevedo¹

RESUMO

A decisão sobre as técnicas a serem utilizadas na reabilitação de um indivíduo, bem como a avaliação dos resultados, normalmente são realizadas de forma subjetiva. Fatores não previstos podem produzir desvios em relação aos resultados esperados, que só serão detectados após um longo período de tratamento. Uma análise quantitativa dos movimentos permitiria a rápida detecção dos desvios, reduzindo o tempo necessário para a completa reabilitação. Esta análise, na avaliação inicial do paciente, permitiria um planejamento menos sujeito a falhas. Entretanto, tal análise exige o uso de um laboratório de cinesiologia, de custo elevado e que exige profissionais treinados, o que inviabiliza sua utilização em ambientes clínicos pequenos. O objetivo deste projeto é o desenvolvimento de sistemas de baixo custo e fácil operação que permitam a avaliação quantitativa da condição motora de seu paciente antes e durante o tratamento. As seguintes metas são propostas: 1. Definição de parâmetros quantitativos de movimento que possam ser obtidos a partir de dados coletados de forma simples e barata, significativos, e de fácil interpretação. 2. Desenvolvimento de sensores capazes de coletar os dados acima mencionados, de sistemas de coleta e armazenamento destes dados, e de programas de computador que facilitem a coleta e a análise.

UNITERMOS: *Reabilitação motora, biomecânica, cinesiologia*

INTRODUÇÃO

Todo déficit neurológico afeta o controle de movimentos de um indivíduo. Fisioterapia e técnicas de aprendizado especiais podem ser utilizadas na restauração dos movimentos perdidos ou afetados. Entretanto, a avaliação precisa do déficit e de suas causas fisiológicas é essencial para a correta decisão sobre os procedimentos reabilitativos a serem empregados. Entretanto, fatores não previstos na avaliação inicial podem levar a desvios em relação aos resultados esperados. Em ambientes clínicos normais, a avaliação de resultados é feita subjetivamente, através do olho clínico do interventor. Desta forma, a diferença nos resultados acima citada só aparece após muitas sessões, aumentando o tempo de tratamento. Uma análise quantitativa dos movimentos permitiria a rápida detecção

dos desvios, reduzindo o tempo necessário para a completa reabilitação.

Entretanto, tal análise exige o uso de um laboratório de cinesiologia, de custo elevado e que exige profissionais treinados na coleta e avaliação, o que inviabiliza sua utilização em ambientes clínicos afastados dos grandes centros. As clínicas de fisioterapia seriam muito beneficiadas com a definição de técnicas de medição e análise quantitativa de movimentos com o auxílio de sistemas de baixo custo e fácil operação.

MÉTODOS

A. Considerações iniciais

As medições realizadas em um laboratório de análise biomecânica completo podem ser divididas em quatro grandes grupos (Winter, 1991):

1. Cinemática (movimentos resultantes)
2. Cinética (forças e momentos rotacionais)
3. Eletromiografia (atividade muscular)
4. Medidas antropométricas

Até estas medições pode-se obter parâmetros mecânicos diretos (velocidades, acelerações, esforços nas articulações), ou ainda informações relativas ao controle motor, indiretamente (através da análise da resposta motora a perturbações introduzidas na execução dos movimentos). A extração dos parâmetros importantes demanda extensivo cálculo numérico. Deve-se nos lembrar que no que se refere a controle motor, existe uma grande variabilidade intra-sujeito. Assim, para que se possa achar o padrão de movimento dentro desta variabilidade, várias repetições devem ser feitas e métodos estatísticos devem ser utilizados. Entretanto, alguns cuidados devem ser tomados em relação aos métodos estatísticos, tais como a seleção do número de repetições adequado (Cohen, 1990, 1992).

Vários trabalhos vem sendo feitos na quantificação de parâmetros relacionados ao movimento humano, em diversas patologias e técnicas de reabilitação (Ganguli e Bose, 1974; Hämäläinen *et alii*, 1992; Jonels *et alii*, 1993; Katz *et alii*, 1963; Matousek *et alii*, 1994; Quevedo, 1998; Romilly *et alii*, 1994). A maior parte destes trabalhos busca encontrar os desvios nos padrões de movimento, quando comparados a indivíduos normais. Estes parâmetros podem ser utilizados no acompanhamento de tratamentos de reabilitação motora (Quevedo, 1998). Entretanto, deve-se tomar cuidado na definição dos objetivos do tratamento. Muitos sofrem a tentação de levar o indivíduo a apresentar

¹ Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

um padrão de movimento idêntico ao “normal”. Isto nem sempre é o melhor para o indivíduo, já que muitas vezes as variações de padrão se devem a mecanismos compensatórios do Sistema Nervoso Central, e não à patologia em si (Latash e Anson, 1996). Isto é especificamente comum em desvios nos padrões de movimentos em déficits cognitivos. Desta forma, a simples comparação do padrão obtido com o considerado “normal” não serve como parâmetro de avaliação de resultados. Deve-se objetivar não a aproximação com o padrão “normal”, mas antes a otimização de alguns parâmetros, tais como a minimização de esforços nas articulações (Quevedo, 1998) e do consumo energético (Ganguli e Bose, 1974), dentro das limitações apresentadas pela condição neuromuscular e/ou estrutural do indivíduo.

B. Dados utilizados

A fim de se verificar a viabilidade dos parâmetros definidos, decidiu-se comparar dados obtidos a partir da média de vários indivíduos normais, obtidos de Winter (1991), e dados relativos a um caso patológico, obtido de Vaughan *et alii* (1992). O indivíduo relativo ao caso patológico é do sexo masculino e tinha 23 anos quando da coleta dos dados. Devido à falta de oxigênio durante o parto, ele teve um desenvolvimento motor anormal, iniciando fisioterapia aos 13 meses. Com 20 meses, ele já era capaz de ficar em pé sem ajuda, e com 26 meses, começou a andar. Os médicos discordavam entre si em relação ao diagnóstico. Aos 15 anos, o neurologista descreveu um arco excessivo nos pés, fraqueza nos músculos da perna, e depressão nos reflexos de tornozelo. Baseado em eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa, o neurologista diagnosticou uma neuropatia periférica hipertrófica (tipo Charcot-Marie-Tooth). Na mesma época, o ortopedista diagnosticou paralisia cerebral com evidências de atetose e hipotonia (marcha atetóide com instabilidade nos tornozelos e pé equino no lado esquerdo). Aos 16 anos, o indivíduo passou por cirurgia para estabilização dos tornozelos, através de artrodese da articulação subtalar, o que eliminou o arco exagerado, embora tenha restringido os movimentos no tornozelo.

C. Parâmetros básicos

Alguns parâmetros básicos e de simples medição são capazes de fornecer pistas significativas sobre a condição motora do indivíduo, podendo ser obtidos com um simples cronômetro ou uma fita métrica. Como exemplo, pode-se citar a velocidade média, a cadência, o comprimento do passo e o comprimento do ciclo (2 passos).

A distância mínima entre os dedos dos pés e o solo durante a fase de balanço da marcha é outro parâmetro significativo. Quanto maior a distância, mais elevado ficará o centro de gravidade do corpo. Quanto menor a distância, maior o risco de se tropeçar. Em indivíduos normais, o valor médio é de 0,55 cm. Deve-se buscar valores próximos ao

londo do processo de reabilitação, desde que se possa garantir a estabilidade do indivíduo, a fim de se evitar tropeços. Ainda, pode-se buscar um valor um pouco superior como meta, evitando riscos de tropeços sem elevar o centro de gravidade excessivamente. Valores entre 1cm e 1,5cm seriam assim aceitáveis, representando uma elevação do centro de gravidade certamente inferior a 0,5cm.

A relação ente os tempos das fases de suporte (pé tocando o chão) e de balanço (pé fora do chão) fornece pistas relativas à dinâmica da marcha, isto é, se a fase de duplo suporte (quando os dois pés tocam o chão) tem duração suficiente para garantir a boa transferência de peso de uma perna para outra, sem entretanto tornar a marcha mais lenta devido a um tempo excessivo para esta transferência. De acordo com Vaughan *et alii* (1992) e Winter (1991), o valor médio na marcha normal é em torno de 40% para a fase de balanço e 60% para a fase de suporte, para cada perna separadamente. Valores maiores para a fase de suporte significam tempo excessivo para a transferência de peso e uma “quebra” no ritmo da marcha. Valores maiores para a fase de balanço significam tempo insuficiente para a transferência e, assim, instabilidade no equilíbrio e maior risco de quedas. Pode-se ver relações alteradas em casos patológicos (Vaughan *et alii*, 1992): um indivíduo com osteoartrite no quadril esquerdo apresenta uma relação balanço/suporte normal na perna esquerda (afetada pela lesão de quadril) e, para compensar a dor, um tempo de suporte maior na outra perna (relação 30/70). O mesmo ocorre para um indivíduo com necrose avascular no quadril esquerdo, com uma relação no membro não afetado ainda mais diferente da normal (20/80).

D. Parâmetros cinemáticos

Como a maioria dos eventos relativos à marcha ocorre no plano sagital, optou-se por concentrar a definição de parâmetros neste plano. Desta forma, a coleta de dados relativos ao movimento fica bastante simplificada, já que não é necessária a reconstrução tridimensional do movimento. Um conjunto de parâmetros que representa possível dano futuro ao indivíduo, independentemente do padrão de adaptação, se refere aos esforços aos quais as articulações são submetidas. Estes esforços podem ser estáticos (devido a posicionamentos anormais das articulações) ou dinâmicos (devido a acelerações excessivas). Assim, pode-se definir parâmetros que reflitam estes esforços durante todo o ciclo de marcha.

Os limites dos ângulos das articulações durante a marcha de um indivíduo normal podem ser considerados significativos na avaliação. Enquanto o indivíduo for capaz de manter os ângulos das articulações dentro destes limites, não deverá haver desgaste excessivo das articulações. Um exemplo clássico deste desgaste excessivo é o fenômeno conhecido como Junta de Charcot (Arantes, 1993). As definições dos ângulos das articulações são as seguintes:

- Ângulo de quadril: ângulo (agudo) entre a coxa e o prolongamento da linha do tronco, positivo para flexão (coxa à frente).
- Ângulo de joelho: ângulo (agudo) entre o prolongamento da linha da coxa e a perna, positivo para flexão (perna para trás).
- Ângulo de tornozelo: ângulo (agudo) entre a perpendicular à linha da perna e o pé, positivo para a flexão dorsal.

O excesso de velocidade angular nas articulações diminui os tempos de resposta exigidos pelo sistema de controle de movimentos. Assim, é importante se evitar velocidades angulares excessivas em todas as articulações. Os picos máximos de velocidade positiva (flexão) e negativa (extensão) podem ser usados como parâmetros para tal.

As acelerações angulares estão diretamente relacionadas aos momentos de força encontrados nas articulações. A fim de se evitar os esforços dinâmicos excessivos acima mencionados, é importante que o indivíduo mantenha os valores das acelerações dentro de limites aceitáveis. Assim, da mesma forma que foi feito com as velocidades, pode-se usar os picos positivo (aceleração para flexão) e negativo (aceleração para extensão), usando indivíduos normais como referência.

Os picos de aceleração, entretanto, não são suficientes para se evitar danos às articulações. Se durante o ciclo as acelerações forem superiores às normais, embora inferiores aos picos normais, o uso crônico do sistema poderá trazer lesões ao usuário. Assim, pode-se utilizar a integral do módulo da aceleração como uma espécie de “valor de aceleração total no ciclo” (definido aqui como VATC). É importante ressaltar que o valor obtido, por si só, não pode ser associado a nenhuma variável física diretamente, servindo apenas para fins comparativos. Estes valores podem ser calculados, no caso de se possuir amostras discretas como ocorre em sistemas de aquisição cinemática por câmeras, da seguinte forma:

1. Extrai-se dos dados um ciclo completo da marcha (do toque do pé no solo até o próximo toque do mesmo pé);
2. Através de interpolação, normaliza-se o ciclo para que se tenha 100 pontos (0-100% do ciclo, com incrementos de 1%);
3. Anula-se o sinal (função módulo) e soma-se os 100 pontos, obtendo-se assim o VATC.

É importante ressaltar que a normalização do ciclo para 0-100% é importante, pois o tempo de cada passo pode variar intra-sujeito e inter-sujeito. Se esta normalização não fosse efetuada, números diferentes de pontos seriam somados para cada ciclo analisado, e os resultados não fariam sentido para fins comparativos.

Com relação ao VATC, pode-se calcular os valores intermediários ao longo do ciclo, ou seja, para cada instante do ciclo, pode-se apresentar a soma cumulativa dos pontos desde o início do ciclo até o instante em questão. Assim, o valor do VATC aos 20% do ciclo é a soma dos 21 pontos

(de um em um por cento), desde o início (zero) até os 20 por cento. Assim, pode-se traçar um gráfico com os valores intermediários de VATC ao longo do ciclo e visualizar em quais porções do ciclo está ocorrendo o acúmulo de carga articular.

E. Parâmetros Cinéticos:

Inicialmente, é importante ressaltar que as forças e os momentos envolvidos nos movimentos apresentam uma relação praticamente linear com a massa corporal do indivíduo. Assim, costuma-se normalizar forças e momentos para cada quilograma de massa do sujeito sob análise.

Todos os sistemas de reabilitação de marcha para lesados medulares concebidos até o presente dependem do auxílio de muletas ou andadores geriátricos para garantir o equilíbrio. De acordo com Cliquet *et alii* (1990), os esforços exercidos pelos ombros e nos pulsos nesta manutenção são excessivos para as articulações. Os momento antero-posterior chega a picos de 0,08 N.m por quilograma de peso em cada pulso. Ainda, a soma das forças verticais nos dois braços chega a 65% do peso corporal. De acordo com Opila *et alii* (1987), o pico do momento antero-posterior no ombro pode chegar a 0,1 N.m/kg, o pico do momento abdutor no ombro, a 0,03 N.m/kg, e o pico do momento antero-posterior no cotovelo, a 0,06 N.m/kg. Quanto menores estes valores, melhor o sistema de reabilitação no que diz respeito à manutenção do equilíbrio com o uso dos membros inferiores, o que reduz a carga nos membros superiores. Assim, deve-se buscar a minimização destes valores.

Como visto anteriormente, as acelerações angulares nas articulações dos membros inferiores podem servir de estimativa para os esforços nestas articulações. Os momentos nas articulações seriam uma medida direta dos esforços, e podem ser calculados. Assim, pelas mesmas razões apresentadas para as acelerações, pode-se definir os picos dos momentos fletor e extensor para cada articulação. Da mesma forma que se definiu o “valor de aceleração total no ciclo”, pode-se definir agora o “valor de momento total no ciclo” (VMTC) somente para fins comparativos. Assim como para o VATC, poderia-se ainda definir os VMTCs intermediários ao longo do ciclo e traçar os gráficos correspondentes.

Todos os parâmetros cinéticos aqui descritos podem ser obtidos com o uso de sistemas de aquisição cinemática, aliados a medidas antropométricas para se estimar as inércias rotacionais dos segmentos corporais (através de equações de regressão baseadas em modelos cadavéricos) e, assim, se calcular os momentos nas articulações a partir das acelerações angulares. Entretanto, embora os parâmetros cinemáticos possam ser obtidos com sistemas mais simples (eletrogoniômetros ou análise por vídeo em duas dimensões), os parâmetros cinéticos exigem sistemas mais sofisticados para que possam ser estimados com razoável precisão.

É importante lembrar que muitos dos parâmetros aqui apresentados servem de estimativas quantitativas para condições desejadas, não significando, necessariamente, alguma variável física de forma direta. Uma das metas deste trabalho é a obtenção de parâmetros quantitativos que

possam ser usados na comparação entre sistemas de reabilitação de lesados medulares. Assim, pode-se buscar a minimização ou a inclusão dentro da faixa normal destes parâmetros como objetivo no processo de reabilitação.

RESULTADOS

A. Parâmetros Básicos

A tabela 1 apresenta os valores obtidos para os parâmetros básicos, comparando os valores obtidos em indivíduos “normais” com os obtidos para o caso clínico.

Tabela 1: Comparação dos parâmetros básicos

Parâmetro	Normal	Caso clínico
Velocidade média (m/s)	1,16 a 1,67	1,24
Cadência (passos/min)	101 a 122	122,4
Comprimento de passo (cm)	69 a 82	61
Dist. mínima dedos-solo (cm)	máx. 1,5	1,7
Relação suporte-balanço	60/40	67/33 (D); 63/37 (E)
Comprimento de ciclo (cm)	138 a 164	122

Pode-se notar uma cadência levemente superior à normal, além de um comprimento de passo reduzido. Vaughan *et alii* (1992) descrevem a marcha deste indivíduo como com movimentos bruscos. Isto mostra a compensação que o indivíduo realiza, aumentando a cadência para compensar pelo comprimento de passo reduzido e garantir assim uma velocidade dentro do normal.

A distância dos dedos ao solo apresenta-se também aumentada, o que é um mecanismo de segurança comumente encontrado em patologias do movimento. A relação suporte-balanço tende para maiores tempos de suporte, o que também é habitual em patologias motoras, já que o indivíduo usa este tempo extra de suporte para compensar as deficiências de equilíbrio.

B. Parâmetros Cinemáticos

A tabela 2 apresenta os valores obtidos para os limites angulares. Note que nesta e nas tabelas que se seguem, (D) e (E) referem-se aos membros inferiores direito e esquerdo, respectivamente.

Tabela 2: Comparação de limites angulares

Parâmetro	Normal	Caso clínico
Ângulo de quadril (graus)	-10,95 a 21,87	-24 a 28,2 (D); -20,1 a 33,1 (E)
Ângulo de joelho (graus)	0,54 a 64,86	-10,7 a 66,8 (D); 0,3 a 71,1 (E)
Ângulo de tornozelo (graus)	-19,77 a 9,62	-26,2 a 5,8 (D); -31,1 a -1,5 (E)

Pode-se notar picos maiores em ambos os quadris, além de valores excessivos para os ângulos de extensão do joelho direito e de flexão do joelho esquerdo. Os tornozelos apresentam flexão plantar excessiva, além de uma flexão dorsal extremamente limitada no lado esquerdo, o que corresponde à marcha “equina” descrita pelos médicos. Pode-se notar que, embora o indivíduo possa se locomover, as compensações que ele deve realizar afetam drasticamente os parâmetros aqui propostos, confirmando sua validade na detecção de alterações no comportamento normal do movimento de locomoção.

A tabela 3 apresenta os valores obtidos para os picos de velocidades angulares (em radianos por segundo).

Tabela 3: Comparação de picos de velocidades angulares (rad/s)

Articulação	Normal	Caso clínico
Quadril	-1,405 e +2,716	-2,923 e +3,534 (D); -2,749 e +4,756 (E)
Joelho	-6,229 e +5,28	-8,901 e +6,981 (D); -9,687 e +7,549 (E)

Tornozelo	-3,809 e +2,506	-3,272 e +5,498 (D); -2,269 e +5,498 (E)
-----------	-----------------	--

Todos os limites de velocidades angulares (com exceção das velocidades de flexão plantar em ambos os tornozelos) apresentam-se bastante aumentadas no caso clínico, novamente confirmando a validade dos parâmetros.

A tabela 4 apresenta os valores obtidos para os picos de acelerações angulares (em radianos por segundo ao quadrado).

Tabela 4: Comparação de picos de acelerações angulares (rad/s²)

Articulação	Normal	Caso clínico
Quadril	-15,64 e +24,631	-39,27 e +34,91 (D); -63,27 e +49,09 (E)
Joelho	-58,542 e +85,948	-88,36 e +137,44 (D); -115,63 e +162,53 (E)
Tornozelo	-34,171 e +68,255	-93,81 e +79,63 (D); -89,45 e +77,45 (E)

A diferença nos limites de aceleração angular é mais significativa do que na análise das velocidades angulares. Todos os limites encontram-se aumentados. Assim, pode-se propor que estes parâmetros sejam considerados prioritários na análise quantitativa, já que eles parecem ser extremamente sensíveis a qualquer variação em relação ao padrão normal de marcha.

A tabela 5 apresenta os valores obtidos para os VATCs (usando acelerações em radianos por segundo ao quadrado).

Tabela 5: Comparação de VATCs

Articulação	Normal	Caso clínico
Quadril	769,504	1284,597 (D); 2191,708 (E)
Joelho	2644,713	3734,660 (D); 5208,716 (E)
Tornozelo	1640,021	2695,5 (D); 2695,5 (E)

Da mesma forma que para os limites de acelerações angulares, os VATCs refletem o aumento nos esforços aos quais as articulações são submetidas na tentativa de se compensar a deficiência motora. Este parâmetro também pode ser considerado prioritário.

A figuras de 1 a 3 apresentam os gráficos dos VATCs intermediários ao longo do ciclo para quadril (figura 1), joelho (figura 2) e tornozelo (figura 3), comparando o padrão para indivíduos normais com ambos os membros inferiores (D e E) do caso clínico. O acúmulo progressivo de aceleração angular no caso clínico é perfeitamente visível.

Figura 1 – VATCs intermediários para quadril

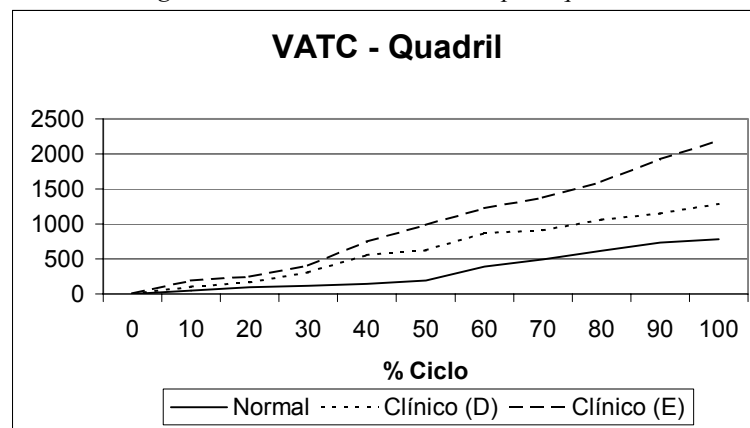


Figura 2 – VATCs intermediários para joelho

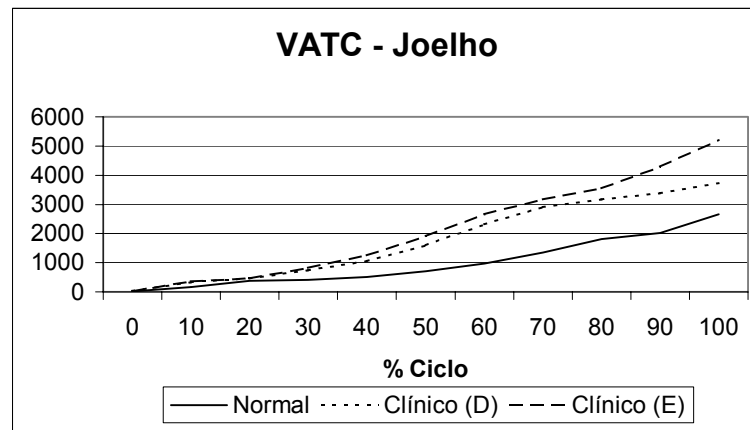
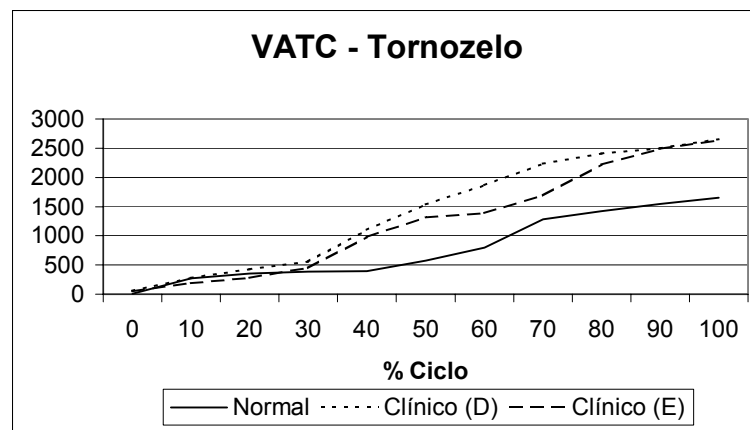


Figura 3 – VATCs intermediários para tornozelo



C. Parâmetros Cinéticos

A tabela 6 apresenta os valores obtidos para os picos de momentos de força normalizados pela massa corporal dos indivíduos (em N.m/kg).

Tabela 6: Comparação de picos de momentos de força (N.m/kg)

Articulação	Normal	Caso clínico
Quadril	-0,404 e +0,6	-2,076 e +1,947 (D); -2,436 e +2,173 (E)
Joelho	-0,281 e +0,615	-1,007 e +0,551 (D); -0,973 e +0,620 (E)
Tornozelo	-0,064 e +1,628	-0,070 e +1,109 (D); -0,062 e +1,298 (E)

Os parâmetros cinéticos são os únicos que apresentaram resultados inesperados. De acordo com a tabela 6, os momentos de extensão de joelho e de flexão e extensão de tornozelo estão dentro do normal. Entretanto, as acelerações angulares são muito superiores ao normal em todos os casos. De acordo com Winter (1991), o cálculo dos momentos de força está sujeito a uma série de erros cumulativos.

A tabela 7 apresenta os valores obtidos para os VMTCs (normalizados pela massa corporal e usando momentos de força em N.m).

Tabela 7: Comparação de VMTCs

Articulação	Normal	Caso clínico
Quadril	20,14	54,3 (D); 61,12 (E)
Joelho	18	23,11(D); 31,86 (E)
Tornozelo	45,19	14,16 (D); 17,2 (E)

Os VMTCs para os tornozelos ficaram muito abaixo do normal, o que contraria os achados anteriores. Isto comprova a deficiência do uso de parâmetros quantitativos cinéticos na análise em questão. Por esta razão, não foram realizados os gráficos dos VMTCs intermediários.

A INSTRUMENTAÇÃO ADEQUADA

Conforme se pôde verificar pelos resultados, pode-se definir parâmetros importantes para a reabilitação locomotora os quais podem ser obtidos a partir de medidas simples. Para a coleta dos dados, é suficiente um sistema com eletrogoniômetros e chaves de pressão posicionadas sob o calcanhar e sob as articulações metatarso-falangeais. Em lugar de eletrogoniômetros, pode-se ainda usar um sistema de vídeo-cinematográfica simples e barato, composto de uma câmera de vídeo convencional (para análise apenas no plano sagital) e uma placa de aquisição de vídeo para computador, com o desenvolvimento de *software* adequado.

CONCLUSÕES E PROPOSTAS FUTURAS

Os parâmetros VATC e VMTC acima definidos refletem a mesma condição fisiológica, não fornecendo valores absolutos, mas antes parâmetros comparativos. O cálculo dos momentos, entretanto, está sujeito a mais erros, já que as estimativas das inércias rotacionais baseadas em medidas antropométricas apresentam erros bastante grosseiros. Assim, deve-se dar preferência ao uso dos VATCs, já que são mais fáceis de serem obtidos e com menores erros. Além disso, a instrumentação necessária para medições apenas cinemáticas é muito mais simples e barata, e o custo computacional para o cálculo dos parâmetros é muito menor.

Para a continuidade deste trabalho, propõe-se o desenvolvimento de um sistema integrado de *hardware* e *software* para a coleta e processamento de dados a partir de eletrogoniômetros (ou câmera de vídeo) e chaves de pressão colocadas sob a sola dos pés. Diversos casos clínicos devem ser estudados, comparando-se a instrumentação desenvolvida com sistemas de análise biomecânica comerciais, a fim de se estabelecer a viabilidade e as limitações do novo sistema.

AGRADECIMENTOS:

O autor gostaria de agradecer o CNPq, a CAPES e a FAPESP pelo apoio financeiro dado nos últimos anos.

ABSTRACT

Decision about rehabilitation techniques to be employed in a specific case, and evaluation of results, are usually made subjectively. Unpredicted factors may introduce deviations to the expected results, which are detected only after a long period of treatment. Quantitative movement analysis would allow prompt detection of deviations, reducing requested time for treatment completion. The same analysis, applied to initial clinical evaluation, would prevent failures during treatment planning. However, such analysis demands a kinesiology laboratory, very costly and demanding of trained personnel, making it unavailable to small clinical environments. The objective for this project is the development of low cost, user-friendly systems for quantitative evaluation of motor condition before and during treatment. Two goals are proposed: 1. Definition of quantitative movement parameters to be obtained from data that can be collected easily and cheaply. 2. Development of sensors to collect this data, of systems for gathering and storing data, and of software for easy analysis of parameters.

UNITERMS: Motor Rehabilitation, Biomechanics, Kinesiology

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARANTES, R. F. "Investigação de sensores para uso no controle da locomoção de tetra/paraplégicos com estimulação elétrica neuromuscular", Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 20 de Maio de 1993, (1993).

- CLIQUET JR., A., SOLOMONDIS, S. E. and ANDREWS, B. J. "Paraplegic locomotion with neuromuscular electrical stimulation", **Proceedings of the North Sea Conference on Biomedical Engineering**, 1990.
- COHEN, J. "Things I have learned (so far)". **American Psychologist**. v. 45, n. 2, p. 1304-1312, 1990.
- COHEN, J. "A power primer". **Psychological Bulletin**. v. 112, n. 1, p. 155-159, 1992.
- GANGULI, S. and BOSE, K.S. "Biomechanical approach to the functional assessment of the use of crutches for ambulation". **Ergonomics**. v. 17, n. 3, p. 365-374, 1974.
- HÄMÄLÄINEN, H., RAUTIO, J., MATIKAINEN, E. and JUNTUNEN, J. "Effect of unilateral sensory impairment of the sole of the foot on postural control in man: Implications for the role of mechanoreception in postural control". **Human Movement Science**. v. 11, p. 549-561, 1992.
- JONELS, B., INGVARSSON, P. E., THORSELIUS, M., VALLS, M. and STEG, G. "Single-dose L-dopa response in early Parkinson's disease: Measurements with optoelectronic recording technique". **Movement Disorders**. v. 8, n. 1, p. 56-62, 1993.
- KATZ, S., FORD, A. B., MOSKOWITZ, R. W., JACKSON, B. A. and JAFFE, M. W. "Studies of illness in the aged. The index of ADL: A standardized measure of biological and psychological function". **Journal of the American Medical Association**. v. 185, p. 914-919, 1963.
- LATASH, M.L. and ANSON, J.G. "What are normal movements in atypical populations?". **Behavioral and Brain Sciences**. v. 19, p. 55-106, 1996.
- MATOUSEK, M., BABA, S., SONN, U., STEG, G. and STEEN, B. "Motor function in 90-year olds measured by optoelectronic kinesiology and activities of daily living". **Ageing Clinical and Experimental Research**. v. 6, p. 444-450, 1994.
- OPILA, K. A., NICOL, A. C. and PAUL, J. P. "Upper limb loadings of gait with crutches", **Journal of Biomechanical Engineering**. v. 109, p. 285-290, 1987.
- QUEVEDO, A. A. F. "Assessment of Gait Rehabilitation Through Evaluation of Joint Efforts". **Revista Brasileira de Fisioterapia (Proceedings of the III International Congress of Motor Rehabilitation)**. v. 3 (Suplemento), p. 9, 1998.
- ROMILLY, D. P., ANGLIN, C., GOSINE, R. G., HERSHLER, C. and RASCHKE, S. "A functional task analysis and motion simulation for the development of a powered upper-limb orthosis", **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**. v. 2, n. 3, p. 119-129, 1994.
- VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L. and O'CONNOR, J. C. "Dynamics of human gait", Human Kinetics Publishers. Includi software "GaitLab", 1992.
- WINTER, D. A. "The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological", Second Edition, University of Waterloo Press, 1991.