

Modelagem Biomecânica do Corpo Humano Aplicando Técnicas da Robótica

P. C. Pereira¹, P. Nohama¹, E.F. Manffra¹, M. Jordan²

¹ Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde,
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil, (PPGTS/PUCPR)

² Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial,
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil (CPGEI/UTFPR)

Resumo - Este artigo apresenta sucintamente uma nova modelagem baseada em Hanavan, incorporando tratamento cinemático e cinético, visando aplicações em controle motor artificial. Os segmentos corporais são representados como elos interconectados de uma cadeia cinemática, possibilitando a aplicação de técnicas utilizadas na robótica na modelagem do aparelho locomotor humano: a notação de Denavit-Hartenberg e a formulação Lagrangeana da Mecânica. Os sistemas de referência atribuídos aos segmentos, através da notação de Denavit-Hartenberg, e os parâmetros inerciais aplicados na formulação Lagrangeana levaram a equações de movimento que permitiram computar, de maneira recursiva, os momentos de força em função do comportamento angular de articulações intersegmentares, obtido de dados tabulados em literatura, adquiridos através de cinemetria. Os resultados obtidos com o modelo mostraram-se coerentes com os descritos na literatura.

Palavras-chave: Modelagem matemática, Biomecânica, Antropometria, Marcha Humana.

Abstract – In this paper a novel biomechanical model is presented. The model is based on de Hanavan model and aims at artificial motor control applications. Body segments are represented as links of a cinematic chain, allowing the application of techniques usually adopted in robotics: the Denavit-Hartenberg notation and the Lagrangean formulation of Classical Mechanics. The reference frames attached to each body segment through the Denavit-Hartenberg notation as well as the inertial parameters in the Lagrangean formulation allow for the recursive calculation of joint moments as a function of joint angles. In order to test the model, it was fed with joint angular data from the literature and the joint moments were estimated. The results were in agreement with those described in the literature.

Key-words: Mathematical model, Biomechanics, Anthropometry, Human gait.

Introdução

O atual estágio das pesquisas no desenvolvimento de técnicas para regenerar áreas lesadas, na medula espinhal ou cérebro, desperta a atenção para a necessidade de cuidados com a musculatura dos pacientes, a fim de evitar a atrofia causada pela inatividade. A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) apresenta-se como uma dessas técnicas, contribuindo na reabilitação de incapacidades causadas por função neuromuscular fraca ou ausente [1]. No entanto, apesar de adotar técnicas híbridas, a técnica necessita contornar o “problema” da modelagem da complexa planta sob controle – o corpo humano [2]; prática que envolve a aplicação de estímulos à planta e a análise das respostas comportamentais a tais estímulos [3], procedimentos desconfortáveis ao paciente. Logo, existindo adequado modelo da planta torna-se possível um pré-ajuste do controlador sem que esteja ligado ao usuário.

Propôs-se, então, uma modelagem que possa ser transformada em programa

computacional que permita pré-ajustar um sistema de estimulação elétrica, oferecendo liberdade ao usuário e necessitando de poucos instrumentos de medida.

Julgou-se adequado o reduzido número de medidas requerido pelo modelo de Hanavan [4], e sua relativa flexibilidade. Neste modelo, os segmentos corporais são modelados por sólidos simples tais como elipsóides e troncos de cone. Entretanto, como o modelo original não atende aos determinantes da marcha, criou-se um novo modelo, por refinamento daquele, dotando-o de equacionamento para a dinâmica do movimento bípede humano, indo além de modelagem antropométrica.

Para desembaraçar o caminho que leva as medidas antropométricas às equações de movimento e, então, aos desejados momentos articulares, adotou-se a notação de Denavit-Hartenberg (DH), oriunda da Robótica [5]. Esta notação permitiu modelar a cinemática da marcha e, sistemicamente, derivar as relações cinéticas.

Os atuais softwares de análise da marcha adotam modelagens biomecânicas com

abordagens baseadas em formulação mecânica Newton-Euler, na qual é mandatório o uso de plataformas de força nos laboratórios. Considerando que um sistema de EENM não deva ficar restrito a um laboratório, é preciso um modo de dispensar o uso da plataforma de força no tratamento cinético do modelo. Tal fato compeliu à adoção da abordagem mecânica Lagrangeana [6], que é baseada em grandezas escalares (energia cinética e potencial). Apesar de requerer grande esforço computacional, a mecânica de Lagrange mostra-se viável quando se objetiva o processamento *off-line* dos dados (medidas) do paciente. A viabilidade do cálculo dos momentos articulares requeridos, a partir de ângulos mimetizados de uma marcha normal, sem precisar determinar as forças envolvidas no movimento do corpo, seria uma solução adequada ao controle da marcha produzida artificialmente e, conseqüentemente, implicaria na redução de custos.

Assim, ao elaborar uma modelagem biomecânica personalizada de parte do aparelho motor do indivíduo envolvido na marcha, adotando conceitos consagrados pela robótica, propiciam-se meios para minimizar o problema de ajuste e incômodos gerados ao paciente, implícito nos sistemas de controle dos estimuladores elétricos.

Metodologia

O corpo humano é representado por uma cadeia cinemática que considera os principais segmentos envolvidos na marcha humana, bem como os graus de liberdade de cada articulação, como mostra a Figura 1. A partir dessa representação, é possível empregar, no estudo biomecânico, técnicas originalmente desenvolvidas para cálculos de movimento de elos (*links*) interligados por juntas, em manipuladores robóticos.

A determinação das posições das articulações no espaço, do sentido dos eixos de rotações articulares (seus versores) e das dimensões dos elos da cadeia cinemática, em função de medidas antropométricas, aliados à criação de um algoritmo para assinalar sistemas locais de referência (também desenvolvido pelo grupo autor deste artigo), possibilitam extrair automaticamente parâmetros para empregar a notação de Denavit-Hartenberg.

Como a notação de DH atribui arbitrariamente os sentidos de giro das articulações, estes foram convencionados de modo a mimetizarem o comportamento das articulações no início de uma marcha, quando o pé direito é içado.

Como é possível desencadear o andar movendo ou não o tronco médio (e segmentos acima) à frente, em relação à pelve, definiu-se o sentido de giro de maneira que o momento de

força relativo à articulação pélvica (causado pelos músculos eretores da coluna) sempre resulte com sinal positivo, no caso de haver alguma inclinação à frente.

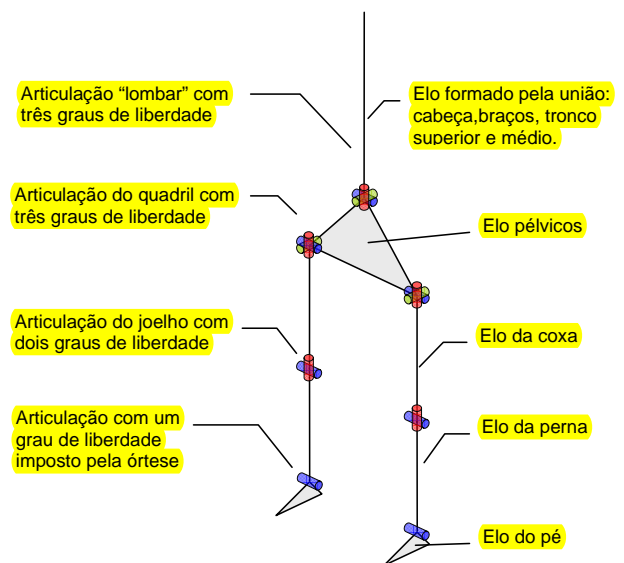


Figura 1: Esboço da cadeia cinemática representando as articulações dos principais segmentos envolvidos na marcha humana

O uso da notação de DH produz sistemas de coordenadas locais com eixos z coincidentes ao eixo articular dos segmentos. No entanto, quando os eixos articulares formam ângulos que não são nem ortogonais nem paralelos à orientação dos elos, a notação de DH causa uma translação da origem do sistema de coordenadas local sobre o eixo articular, afixando-a fora do segmento. A fim de forçar coincidirem os centros articulares fisiológicos e as origens do sistema, desenvolveu-se uma adaptação à notação de DH.

No equacionamento desenvolvido para o refino do modelo de Hanavan [7], os momentos e produtos de inércia, em cada sólido, são calculados em relação aos seus centros de massa. Na formulação Lagrangeana, na composição da matriz pseudo-tensor de inércia de cada segmento, os eixos principais de inércia devem ser coincidentes aos eixos do sistema de referência local do segmento. Em manipuladores robóticos, uma não conformidade a esta condição pode ser atendida pela aplicação do teorema dos eixos paralelos de Steiner [8]. Diferentemente dos manipuladores robóticos, no corpo humano, a característica nada ortogonal entre os eixos articulares e os eixos principais de inércia dos segmentos implica na necessidade de uma rotação dos eixos inerciais para que fiquem alinhados aos do sistema de referência.

Tendo em vista a inexistência de tratamento matemático direto para promover somente esta rotação, desenvolveu-se um equacionamento baseado na decomposição de momentos e produtos inerciais em relação aos

eixos do sistema de referência. Desta maneira, é possível utilizar a formulação lagrangeana casada à notação de DH. As equações para obtenção dos torques articulares, formuladas pela abordagem mecânica lagrangeana, caracterizam-se como cálculo recursivo, permitindo seu desenvolvimento em aplicativos matemáticos, como, neste caso, o Mathematica[®].

A fim de verificar as proposições citadas, adotou-se, para as matrizes de DH, o conceito de que se deslocamentos angulares nulos forem aplicados à cadeia, dada a simetria do corpo e a conseqüente simetria da cadeia, devem-se obter extremos da cadeia sitos à mesma altura, já que a cadeia inicia-se num pé e finda noutro.

Também, para conferência da aplicação da notação modificada de DH, as matrizes de transformação podem ser verificadas através da articulação da cadeia a ângulos aleatórios. Conforme os ângulos praticados, as origens dos sistemas de referência locais aos segmentos (coincidentes aos centros articulares) estarão em posições determinadas por cálculo; tal afirmação pode ser comprovada por um desenho que reproduza a conformação da cadeia cinemática. Para tal verificação espacial, desenhou-se e articulou-se a cadeia representando o usuário em questão num aplicativo para desenho auxiliado por computador (AutoCAD[®]). O conjunto de ângulos estipulados encontra-se na Tabela 1. Aplica-se este mesmo conjunto às matrizes de transformação de DH na determinação das origens no sistema de referência global. Os ângulos apresentados nas Tabelas 1 e 2 são visualizados na Figura 2.

Tabela 1: Conjunto de ângulos usados na comparação entre valores calculados e desenhados

Ângulo	Valor (°)
θ_0	0
θ_1	-3
θ_2	10
θ_5	9
θ_4	4,5
θ_5	(2/9) $\theta_4 = 1$
θ_6	2
θ_7	-7
θ_8	5
θ_9	5
θ_{10}	11
θ_{11}	2
θ_{12}	(2/9) $\theta_{13} = 0,5$
θ_{13}	2,25
θ_{14}	1

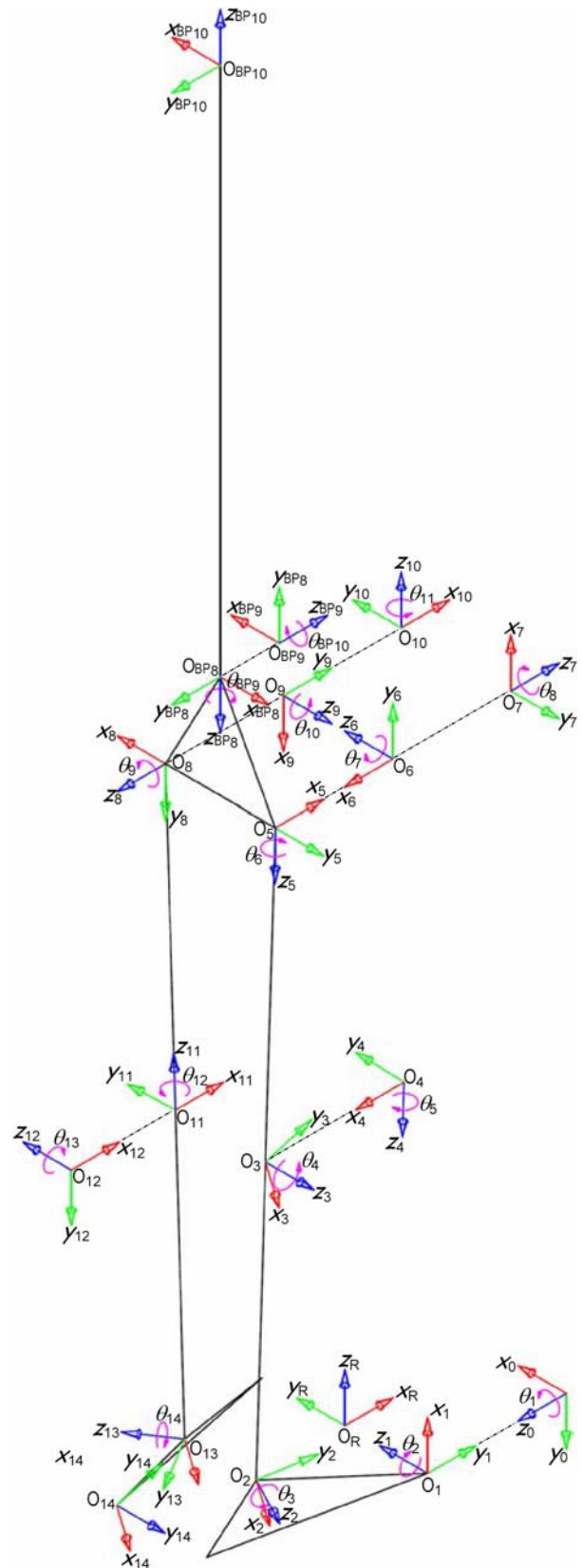


Figura 2: Atribuição de sistemas de coordenadas gerada pelo algoritmo desenvolvido. As linhas tracejadas denotam sistemas com origens coincidentes

Para conferência da modelagem dinâmica, empregaram-se os dados adquiridos por cinemetria, fornecidos no Apêndice A da obra de Winter [9]. Os dados angulares na obra de Winter foram tabulados apenas para o membro inferior direito no plano sagital. Sendo assim, esses ângulos estão todos referenciados ao eixo ortogonal ao plano sagital. O trabalho apresentado neste artigo trata o modelo em três dimensões, portanto, os ângulos podem estar referenciados a qualquer um dos três eixos. A fim de poder utilizar os dados de Winter criou-se uma correspondência, a qual é mostrada na Tabela 2. As demais diferenças angulares foram mantidas iguais à zero. Esta correspondência vale para todas as variáveis angulares: velocidades e acelerações.

Tabela 2: Correlação entre os ângulos usados por Winter e o modelo desenvolvido

Ângulo Articular			
Winter	Modelo	Winter	Modelo
do pé	θ_2	do joelho	θ_4
do tornozelo	θ_3	do quadril	θ_5

Dos dados fornecidos em Winter [8], são usados somente aqueles extraídos dos 70 primeiros quadros da cinemetria, correspondendo a uma passada completa. Sobre os dados fornecidos, ajusta-se a posição inicial do pé direito, pois Winter referencia a medida deste ângulo ao solo, no plano sagital, enquanto que neste trabalho, a referência é a posição do pé quando o corpo está ereto parado. Subtraiu-se $149,7^\circ$ do ângulo do pé em cada quadro para proceder ao ajuste. Ainda, para as demais articulações, devido ao sentido do eixo z do sistema de coordenadas locais, quando a rotação se dá contrariamente à referenciada por Winter à linha horizontal do plano sagital, efetua-se a inversão de sinal.

Resultados

Os resultados obtidos foram gerados a partir da aplicação do modelo desenvolvido para um usuário do qual foram obtidas as 46 medidas corpóreas necessárias, e, a partir das quais, o processo matemático desenvolvido forneceu os parâmetros inerciais dos segmentos do usuário [7]. Os parâmetros para a notação de DH são determinados pelo algoritmo desenvolvido. A pré-multiplicação de cada matriz de transformação (obtidas por DH) à origem do sistema de referência global, usando ângulos nulos ao redor dos eixos articulares, resultou nas posições dos centros dos sistemas de coordenadas local dos segmentos. A aplicação do conjunto de ângulos articulares da Tabela 1 às matrizes de transformação produziu as posições das origens

dos sistemas de referência da cadeia cinemática conforme a Tabela 3.

Tabela 3 - Posições calculadas das origens dos sistemas de coordenadas, quando a cadeia se articula com os ângulos da Tabela 1

Quadro	Coordenadas no sistema de referência global (em destaque na Figura 2)		
	Eixo x (m)	Eixo y (m)	Eixo z (m)
0	0,00000	-0,11949	0,00000
1	0,00000	-0,11949	0,00000
2	-0,16869	-0,05575	0,08118
3	-0,15543	-0,06359	0,48589
4	-0,15543	-0,06359	0,48589
5	-0,17486	-0,07141	0,91037
6	-0,17486	-0,07141	0,91037
7	-0,17486	-0,07141	0,91037
8	-0,16698	0,08620	0,92210
9	-0,16698	0,08620	0,92210
10	-0,16698	0,08620	0,92210
11	-0,01849	0,05776	0,52490
12	-0,01849	0,05776	0,52490
13	0,10802	0,03087	0,14111
14	0,04156	0,04378	0,07023

Esse mesmo conjunto de ângulos foi utilizado na confecção do desenho em AutoCAD®, para articular a cadeia. Após articulação seus centros articulares situavam-se, no sistema de referência global, nas mesmas coordenadas das origens dos sistemas de referência locais dos segmentos, descritas na Tabela 3. A Figura 3 exhibe as cotas da extremidade da cadeia.

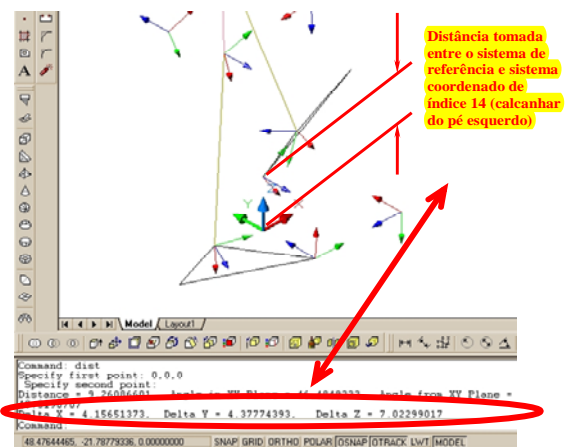


Figura 3: Parte da cadeia cinemática articulada com os ângulos da Tabela 3. A distância cotada, em cm, expressa as coordenadas do calcanhar do pé em balanço em relação ao sistema de referência global

Quando à modelagem dinâmica, a Figura 4 exhibe gráfico comparativo entre os dados

extraídos da obra de Winter. [9] e os calculados, para a articulação do joelho.

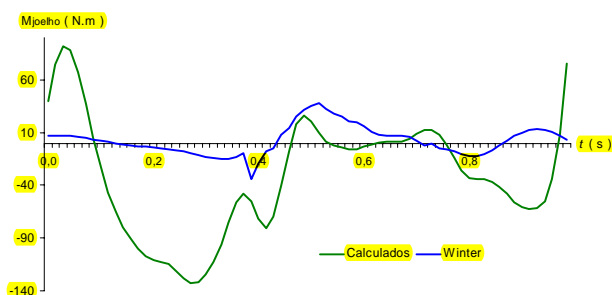


Figura 4: Momentos articulares do joelho direito. Calculados pelo modelo (em verde) e os tabulados [9] (em azul)

A adaptação na notação de DH fez coincidir os centros articulares definidos pela notação com os centros articulares do corpo, e propiciou a obtenção de matrizes de transformação que levaram ao conhecimento das coordenadas dos centros articulares, como pôde ser comprovado pelas cotas da Figura 3, que exibem as medidas expressas nas últimas linhas da Tabela 3. As degenerações que ocorrem em modelagem de cadeias cinemáticas puderam ser negligenciadas, dada a limitação angular imposta pela estrutura músculo-tendão-esqueleto.

Discussão e Conclusões

A adaptação constituiu a ponte para que se pudessem aplicar as matrizes na formulação mecânica lagrangeana para determinar os momentos articulares.

Os resultados comparativos dos momentos obtidos sofreram distorções devido ao fato do indivíduo cujos dados foram tabulados por Winter (1990) [9] ter características antropométricas diferentes do modelo deste trabalho. As medidas dos segmentos do sujeito modelado por Winter eram cerca de 20% inferiores e, também sua massa corporal era menor (56,7 kg). Isto implicou em parâmetros inerciais menores e, conseqüentemente, energias potenciais e cinéticas menores, o que diminuiu a amplitude dos picos nos momentos articulares.

Outro agravante na comparação dos dados é que os cálculos feitos por Winter foram efetuados somente considerando duas dimensões, sendo os momentos calculados sobre a normal ao plano sagital. A aquisição e análise bidimensional distorcem os ângulos articulares e tamanhos dos segmentos observados, por desprezar a dimensão que exprime a profundidade.

No presente trabalho, a modelagem é tridimensional e muitos dos eixos articulares deixam de ser normais ao plano sagital (eixo talocrural). Assim, ao usar dados de uma

cinemática bidimensional em um modelo tridimensional, os ângulos calculados sobre projeções de elos no plano sagital também contribuíram para as discrepâncias da Figura 4.

Os promissores resultados obtidos neste trabalho motivam realização de mais testes e a validação do modelo, posto ser a modelagem desenvolvida adequada à realidade antropométrica de pessoas deficientes e por empregar formulação mecânica que não necessita o conhecimento do vetor força de reação do solo, podendo dispensar o uso de plataforma de força na determinação de momentos articulares.

Espera-se com esse modelo proporcionar a criação de software para simulação e análise da locomoção, para auxiliar no desenvolvimento de sistemas de controle para a estimulação elétrica neuro-muscular e, assim, na promoção de marcha artificial mais natural e segura, quiçá mais autônoma e independente aos lesados medulares.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES e ao CNPq pelo apoio e suporte financeiro.

Referências

- [1] Kobetic, R., Triolo, R.J., Marsolais, E.B. (1997), Muscle Selection and Walking Performance of Multichannel FES Systems for Ambulation in Paraplegia, In: IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, v. 5, n. 1, p. 23-29.
- [2] Jonic, S., Jankovic, T., Gajic, V., Popovic, D. (1999), Three Machine Learning Techniques for Automatic Determination of Rules to Control Locomotion, In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 46, n. 3, p. 300-310.
- [3] Ogata, K. (1993), Engenharia de Controle Moderno, 2 ed. Rio de Janeiro: Prentice Hall do Brasil.
- [4] Enoka, R. M. (2000), Bases Neuromecânicas da Cinesiologia, São Paulo: Manole.
- [5] Niku, S.B. (2001) Introduction to Robotics – Analysis, Systems, Application, Estados Unidos da América: Prentice Hall.
- [6] Duarte, M., Amadio, A.C. (1993), Revisão sobre o Formalismo Lagrangeano, In: Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica. Santa Maria: Imprensa Universitária da UFSM.

[7] Pereira, P.C. (2005), Modelagem Biomecânica do Corpo Humano para Aplicação no Controle da EENM em Locomoção Artificial, Tese de Mestrado, Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde, PUCPR, Curitiba, 120 p., set.

[8] Beer, F.P., Johnston, E.R.Jr. (1980), Dinâmica – Mecânica Vetorial para Engenheiros, 3 ed., São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, v. 2.

[9] Winter, D.A. (1990), Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2 ed. Estados Unidos da América: John Wiley & Sons.

Contato

Paulo César Pereira
E-mail: pereira@ppgia.pucpr.br.

Percy Nohama
E-mail: percy@ppgia.pucpr.br

PUCPR - PPGTS
Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho,
Curitiba, PR - CEP: 80215-901.
Telefones: (41) 3271-1657, 3271-1357