ESTUDO PARA O DESENVOLVIMENTO DE UMA MÃO ROBÓTICA TOTALMENTE ATUADA COM SINCRONIZAÇÃO POR SINAIS MIOELÉTRICOS

ANDRÉ RABELLO RODRIGUES*, JÚLIO CÉSAR CHAGAS*, PEDRO HENRIQUE MONFORTE*, PEDRO AGOSTINHO SKRDLIK*, RAFAEL DA SILVA FIGUEIREDO*, CRISTIANO SOUZA CARVALHO*, FABRÍCIO LOPES E SILVA*, LUCIANO SANTOS CONSTANTIN RAPTOPOULOS*, WALTENCIR DOS SANTOS ANDRADE*

* NUPEM/CEFET-RJ - Núcleo de Pesquisa em Mecatrônica do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, Estr. de Adrianópolis, 1317, Nova Iguaçu, Rio de Janeiro, Brasil

Emails: andrerabello.rodrigues@gmail.com, j.cesarchagas94@gmail.com, phmonforte@gmail.com, pedroskrd@hotmail.com, rafael.figueiredo1@hotmail.com, cristiano.carvalho@cefet-rj.br, fabricio.silva@cefet-rj.br, luciano.raptopoulos@cefet-rj.br, waltencir.andrade@cefet-rj.br

Abstract— In this work, it is presented the the study of the kinematics and dynamics of a robotic prosthesis of the human hand, as well as the design of a control system aided by artificial intelligence (AI). It was selected the CAD (computer-aided design) model of the robotic hand InMoov, open source model created by the French designer Gael Langevin. The forward kinematics was modeled by homogeneous transformation matrices, while the inverse kinimatics was calculated using the CCD (Cyclic Coordinate Descent), a vector otimization method. The dynamical model was obteined through the Lagrange method. The control system was designed using the computed torque technique, capable of dealing with the mechanism's inherent non-linearities, and synchronized with the use of artificial neural networks (ANNs).

Keywords— kinematics, dynamics, computed torque, artificial neural networks.

Resumo— No presente trabalho é apresentado o estudo cinemático e dinâmico da prótese robótica de uma mão antropomórfica, bem como o projeto de um sistema de controle que faz uso de inteligência artificial (IA). Foi escolhido o modelo CAD (computer-aided desing) da mão robótica *InMoov*, modelo *open source* criado pelo designer francês Gael Langevin. A cinemática direta foi modelada através de matrizes de transformação homogêneas, enquanto a cinemática inversa foi calculada por meio do CCD (*Cyclic Coordinate Descent*), um método de otimização vetorial. Por sua vez, o modelo dinâmico foi obtido através do método de Lagrange. O sistema de controle foi projetado utilizando a técnica do torque computado, capaz de lidar com as não-linearidades inerentes ao mecanismo, e sincronizado com o uso de redes neurais artificiais (RNAs).

Palavras-chave— cinemática, dinâmica, torque computado, redes neurais artificiais.

1 Introdução

A mão humana é um órgão presente em praticamente todas as atividades do homem. É utilizada em uma enorme variedade de atividades, da realização de tarefas cotidianas simples até tarefas que requerem grande precisão. Por proporcionar destreza na execução de uma grande variedade de condições de manipulação, desempenha papel fundamental no desenvolvimento tecnológico humano.

A antropometria é a parte das ciências humanas que estuda a métrica do corpo, principalmente tamanho e forma (Rodriguez-Añez, 2001). Um estudo antropométrico é desenvolvido de acordo com modelos específicos com o intuito de manter um padrão no processo de medição (Perini et al., 2005). Por exemplo, algumas das principais medidas da mão humana são indicadas na Fig. 1.

Ainda sobre o estudo antropométrico, é importante conhecer o ângulo de rotação de cada junta. Os dedos antropomórficos possuem juntas metacarpo-falângicas (JMF), juntas interfalângicas proximais (JIP) e juntas interfalângicas distais (JID), como ilustrado na Fig. 2. Todos os



Figura 1: Exemplos de medidas importantes da mão humana.

dedos, por exceção do polegar, apresentam os três tipos de junta. O polegar não possui JIP por não apresentar falange medial.

Contudo, alguns desafios são encontrados durante o desenvolvimento de uma mão robótica antropomórfica. Os dedos, por exemplo, possuem características biológicas que são difíceis de reproduzir simultaneamente, dentre as quais podem ser citadas:

- 1. A forma única dos ossos nas articulações, que determina os graus de liberdade (GDL) na articulação;
- 2. Uma cápsula articular formada por ligamen-



Figura 2: Tipos de juntas e falanges de um dedo antropomórfico.

tos finos, que estabelecem a amplitude de movimento para a articulação;

- Cartilagem e fluido sinovial, permitindo o contato de baixa fricção entre duas superfícies articuladas;
- Interações não-lineares entre os tendões e a topologia óssea, que determinam dinamicamente o movimento do dedo.

De um modo geral, os modelos e protótipos desenvolvidos até hoje não incorporam essas características biológicas. Apesar disso, as pesquisas conduzidas nas últimas décadas alavancaram a compreensão da biomecânica e do controle motor da mão humana, dando origem a modelos que associam leveza e elevado grau de antropometria, permitindo o avanço de diversos campos, como tecnologia assistiva e exploração espacial.

2 Desenvolvimento

O presente trabalho contempla o estudo cinemático e dinâmico de uma mão robótica antropomórfica. Também foram realizadas simulações de movimentos produzidos por meio do planejamento de trajetórias de terceira ordem. O sistema de controle projetado utiliza a técnica do torque computado, com auxílio de inteligência artificial para sincronizar o acionamento das juntas do protótipo. Na Fig. 3 são listadas as etapas do estudo realizado.

2.1 Modelo Utilizado

Foi utilizado no estudo o protótipo de mão robótica *InMoov* (Lanvegin, 2018), representado na Fig. 4. Essa escolha foi feita em virtude do modelo de Langevin ser *open source*, cujo intuito é incentivar o desenvolvimento de um robô humanoide em tamanho real.



Figura 3: Fluxograma representando a metodologia da pesquisa.



Figura 4: Modelo CAD da mão robótica InMoov.

O protótipo possui dezessete do total de vinte e três graus de liberdade que correspondem às articulações da mão humana. Seus doze elos representam a maior parte dos ossos da mão. Os dedos polegar, indicador e médio possuem três elos e três juntas cada um, enquanto os dedos anelar e mínimo são formados por quatro elos e quatro juntas cada. Em virtude disso é possível reproduzir, por exemplo, o arco da palma da mão, um tipo de posicionamento que ocorre quando são segurados objetos esféricos, cilíndricos ou de geometria semelhante.

A partir do modelo CAD (*computer-aided* design), executado no software de modelagem SolidWorks[®] 2016, foi possível determinar os valores máximos e mínimos que as juntas de cada dedo são capazes de assumir, a fim de que o pro-

tótipo tenha características similares ao funcionamento da mão humana. Esses valores estão declarados na Tabela 1.

Tabela 1: Faixas de ângulos que as juntas de cada dedo do protótipo são capazes de assumir

	Dedo	Junta			
		q_1	q_2	q_3	q_4
ſ	Polegar	[-15,90]	[-15,90]	[0,45]	-
	Indicador	[0,90]	[0,90]	[0,45]	-
	Médio	[0,90]	[0,90]	[0,45]	-
	Anelar	[0,15]	[0,90]	[0,90]	[0,45]
	Mínimo	[0,15]	[0,90]	[0,90]	[0,45]

2.2 Cinemática Direta

A cinemática é o ramo da mecânica que descreve o movimento dos corpos sem relacioná-los com as forças que o causaram. Assim sendo, a cinemática para robôs é a ciência que se refere às propriedades geométricas e variáveis no tempo do movimento, como a posição e suas derivadas (Craig, 2005).

A cinemática direta determina a posição e a orientação de um ponto de um mecanismo a partir dos ângulos das juntas que o compõem. Ou seja, conhecendo a posição angular que cada junta deve assumir, determina-se a posição cartesiana e a orientação de um ponto do corpo com relação a um referencial inercial, que pode fazer parte do mecanismo ou não.

O estudo da cinemática direta foi conduzido por meio do método das matrizes de transformação homogêneas. Tais matrizes carregam informações, no espaço cartesiano, sobre a posição de determinado ponto de um corpo rígido e sobre sua orientação, ambos com relação a um outro sistema de referência, seja ele inercial ou móvel. O sistema inercial de coordenadas foi posicionado no centro da palma do protótipo, enquanto os referenciais móveis foram alocados nas juntas do mesmo, como pode ser visto na Fig. 5.

Todas as articulações do protótipo foram modeladas como juntas de revolução, e os movimentos de adução e abdução dos dedos não foram contemplados no presente trabalho.

A partir da multiplicação sequencial das matrizes de transformação que dizem respeito a cada dedo, obtiveram-se equações que determinam a posição e a orientação da ponta do dedo em relação ao referencial inercial.

2.3 Cinemática Inversa

Ao contrário da cinemática direta, a cinemática inversa tem por finalidade determinar a posição no espaço articular que cada junta deve assumir para levar um ponto do mecanismo para



Figura 5: Modelo simplificado com posicionamento e orientação dos referenciais.

determinada posição no espaço cartesiano assumindo determinada orientação em relação a um referencial inercial.

A solução das equações oriundas da cinemática direta a partir da manipulação algébrica é chamada de solução analítica da cinemática inversa. Esse método produz um resultado exato, mas pode ser muito complexo e computacionalmente custoso para mecanismos que possuam quatro ou mais graus de liberdade, ou até mesmo para algumas configurações de mecanismos de três graus de liberdade. Isso porque, para estes casos, normalmente existem múltiplas soluções que satisfazem a condição (posição e orientação) imposta pela tarefa a ser realizada.

Os dedos indicador e médio do protótipo selecionado possuem três graus de liberdade. Entretanto, os dedos anelar e mínimo possuem quatro graus de liberdade, enquanto o polegar é um mecanismo de três graus de liberdade cuja configuração produz equações de difícil solução. Por esse motivo, neste estudo foi utilizado o CCD (*Cyclic Coordinate Descent*), uma técnica de otimização vetorial, para resolver a cinemática inversa do mecanismo.

O CCD é um método iterativo heurístico de simples implementação e rápida solução computacional (Kenwright, 2012). É muito utilizado para resolver problemas de cinemática inversa em jogos de computador, nos quais existem múltiplos atuadores em uma mesma cadeia cinemática e desejase que a aproximação de objetos ocorra da forma mais natural possível.

Depois de determinar o ponto alvo P_t no espaço cartesiano, a cada iteração utilizam-se os vetores posição da ponta do dedo P_e e do alvo em relação a uma junta P_j do mecanismo e determinase o ângulo formado entre eles, bem como o eixo de rotação, para determinar a posição angular que aquela junta deve assumir para aproximar P_e de $P_t.$

A Equação 1 determina o ângulo de rotação θ através do produto interno entre os dois vetores posição.

$$\theta = \arccos\left(\left\langle \frac{P_e - P_j}{||P_e - P_j||}, \frac{P_t - P_j}{||P_t - P_j||}\right\rangle\right) \quad (1)$$

Já o eixo de rotação \vec{r} é dado pelo produto vetorial dos dois vetores posição, como indicado na Eq. 2.

$$\vec{r} = \frac{P_e - P_j}{||P_e - P_j||} \times \frac{P_t - P_j}{||P_t - P_j||}$$
(2)

Por ser um algoritmo iterativo, o CCD pode apresentar oscilações ao aproximar-se do resultado final, antes de atingir o critério de parada. Esse efeito pode ser minimizado (e o número de iterações reduzido) aplicando um fator multiplicativo ao ângulo θ , produzindo assim um sobrepasso (Kenwright, 2012).

2.4 Dinâmica

Como o modelo proposto trata a palma da mão e as falanges como corpos rígidos que formam cadeias cinemáticas abertas, decidiu-se utilizar o método de Lagrange para o estudo da dinâmica do protótipo. O lagrangiano é definido como a diferença vetorial entre a energia cinética (E_c) e a energia potencial (E_p) , conforme mostrado na Eq. 3 (Niku, 2013). Foi desconsiderada no estudo a dissipação de energia oriunda do atrito nas juntas.

$$L = E_c - E_p \tag{3}$$

De posse do Lagrangiano, para uma junta i, o torque necessário (τ_i) foi determinado através de derivadas parciais em relação à posição e à velocidade angulares daquela junta $(q_i \in \dot{q_i}, \text{ respecti$ $vamente})$ e em relação ao tempo, como mostrado na Eq. 4.

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{4}$$

Os parâmetros dinâmicos do protótipo foram calculados utilizando os parâmetros inerciais obtidos através do SolidWorks[®], enquanto o Matlab[®] e o Simulink[®] foram usados na solução numérica do modelo. Também é possível expressar os torques do sistema na forma de equação matricial, apresentada na Eq. 5.

$$\tau = [M(q)]\ddot{q} + H(q,\dot{q}) + G(q) \tag{5}$$

Na Equação 5, τ é o vetor de torques nas juntas, M(q) é a matriz de massa do sistema, $H(q, \dot{q})$ é o vetor de torques relacionados a efeitos centrífugos e de Coriolis e G(q) é o vetor de torques relacionados à gravidade. Expressar os torques dessa maneira foi conveniente por facilitar o projeto do sistema de controle através do torque computado.

2.5 Controle por Torque Computado

O torque computado é uma das técnicas de controle mais utilizadas em robótica. Isso porque o método utiliza a própria dinâmica do mecanismo controlado na malha de controle, evitando problemas que as não-linearidades inerentes à planta provocariam em técnicas de controle mais simples.

Através do planejamento de trajetórias por polinômios de terceira ordem e do resultado da cinemática inversa, bem como os dados que constam na Tabela 1, foram determinados os valores desejados para a posição, a velocidade e a aceleração no espaço articular (q_d , $\dot{q_d}$ e $\ddot{q_d}$, respectivamente) em cada instante de tempo. Na Fig. 6 é mostrado o resultado desse tipo de planejamento para a junta q_1 do polegar, durante um movimento de flexão quase completa executado em um intervalo de 1,5 s.



Figura 6: Exemplo de trajetória planejada por meio de um polinômio de terceira ordem.

A aceleração desejada e os erros de posição (e)e de velocidade (\dot{e}) são passados ao controlador, que utiliza os parâmetros dinâmicos da planta, sendo assim muito semelhante à esta. A resposta do controlador é o torque computado (τ_c) , que quando produzido pelos atuadores do mecanismo produz os valores instantâneos reais de posição, velocidade e aceleração $(q, \dot{q} \in \ddot{q}, \text{respectivamente})$, conforme ilustrado na Fig. 7. Os dois primeiros são realimentados, fechando a malha de controle.

Eventualmente, o torque computado se iguala ao torque necessário para que a junta realize a trajetória planejada. A rapidez com a qual isso ocorre depende dos parâmetros k_p e k_v , que são matrizes de ganho determinadas de acordo com a necessidade.

2.6 Sincronização por meio de Sinais Eletromiográficos (Sinais EMG)

Uma contração muscular se dá por meio de um processo chamado recrutamento, que envolve



Figura 7: Ilustração do sistema de controle por torque computado.

as unidades motoras (UM) presentes em uma região muscular. Neurologicamente, uma unidade motora consiste de uma junção sináptica na raiz ventral da coluna vertebral, um axônio motor e uma placa motora nas fibras musculares (Winter, 2009). Segundo o princípio do tamanho (Henneman, 1968), essas unidades motoras são recrutadas sequencialmente, em ordem crescente de tamanho.

Quando uma UM é recrutada, ela produz um sinal de natureza elétrica chamado potencial de ação, cuja frequência aumenta de acordo com o crescimento da tensão muscular. O somatório algébrico do potencial de ação de todas as unidades motoras recrutadas produz os sinais eletromiográficos.

A eletromiografia de superfície (surface electromyography - sEMG) é uma técnica simples e não-invasiva utilizada para realizar a medição dos sinais mioelétricos. Consiste no posicionamento de eletrodos na superfície da pele, na vizinhança do músculo de interesse. Para realizar essa captura de sinais, foi utilizado o equipamento BTS FreeEMG 1000, fabricado pela BTS Bioengineering. Seus eletrodos sem fio enviam as medições para a unidade receptora, e a informação é lida pelo EMG Analyzer, software vendido juntamente com o equipamento. Como esse software não é capaz de exportar os dados assim que uma leitura é feita, o atual estágio do estudo está sendo conduzido de maneira off-line (referenciar freeEMG 2008).

Os sinais EMG são afetados por artefatos de movimento e por algumas fontes externas de ruído, sendo necessário que eles passem por uma etapa de amplificação e filtragem antes que possam ser utilizados (De Luca et al., 2010). Esse tratamento, porém, já é realizado pelo equipamento utilizado para captura dos sinais.

Depois de exportar os dados para o Matlab[®], o módulo de cada sinal é calculado e então, a envoltória de cada um é obtida por meio do valor médio. Obter o módulo de um sinal significa calcular a raiz quadrada de cada um de seus valores instantâneos elevados ao quadrado, conforme representado na Eq. 6 para um sinal variante no tempo s(t). Isso faz com que todos os valores instantâneos do sinal passem a ser positivos.

$$|s(t)| = \sqrt{s(t)^2} \tag{6}$$

Uma rede neural foi treinada para determinar os períodos de flexão (nível lógico +1) e de extensão (nível lógico -1) dos dedos com base na envoltória dos sinais filtrados, como é exemplificado na Fig. 8. Uma rede do tipo Adaline, que é composta por um único neurônio, é suficiente para a tarefa, por se tratar de uma separação linear. A função de ativação escolhida para o neurônio artificial é a função tangente hiperbólica, por esta ter proporcionado um desempenho melhor que a função degrau unitário nos testes realizados. Esse estágio também foi conduzido no Matlab[®].



Figura 8: Representação da preparação do conjunto de dados de treinamento.

3 Resultados

Através de simulações realizadas no Simulink[®] utilizando trajetórias de ordem cúbica e suas derivadas como sinais de referência para o controle por torque computado, para todas as juntas foram obtidos resultados semelhantes àquele apresentado na Fig. 9.



Figura 9: Resultado da simulação para a junta q_1 do polegar.

Analisando a Figura 9, percebe-se que mesmo que inicialmente a posição desejada $(q_d(t))$ e o ângulo da junta no espaço articular (q(t)) sejam diferentes, o erro (e(t)) entre essas duas grandezas é mitigado em aproximadamente 0, 2 s e que a partir desse momento a junta passa a rastrear a referência fornecida, uma trajetória planejada para durar um segundo e meio.

Além disso, a resposta do sistema em malha fechada não apresenta sobrepasso, pois os ganhos do controlador foram sintonizados de modo que seu comportamento seja semelhante ao de um sistema de segunda ordem criticamente amortecido, cuja equação característica é dada pela Eq. 7.

$$s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2 = 0 \tag{7}$$

Na Equação 7, ζ representa o fator de amortecimento da resposta do sistema, que varia no intervalo real de zero a um. Para que o sistema seja criticamente amortecido, o fator de amortecimento deve ser unitário. A frequência natural da resposta (ω_n) pode ser determinada por meio do tempo de acomodação (t_s) desejado por meio da Eq. 8 (Franklin et al., 2013).

$$\omega_n = \frac{4,6}{\zeta t_s} \tag{8}$$

Ainda sobre o controle por torque computado, constata-se a partir dos resultados que o torque de controle ($\tau(t)$) necessário para a tarefa é pequeno, na ordem de 10^{-5} , possibilitando a utilização de micromotores elétricos de corrente contínua para realizar o acionamento de cada junta sem afetar o desempenho da prótese e a experiência do usuário.

As Figuras 10 até 20 apresentam o resultado da simulação para outras juntas do modelo. Por existir grande semelhança entre todos e considerando a limitação de espaço no presente documento, os gráficos referentes a algumas juntas de diferentes dedos (por exceção do polegar) foram omitidos, de modo que o número máximo de páginas estipulado fosse respeitado.



Figura 10: Resultado da junta q_2 do polegar.



Figura 11: Resultado da junta q_3 do polegar.



Figura 12: Resultado da junta q_1 do indicador.



Figura 13: Resultado da junta q_2 do indicador.



Figura 14: Resultado da junta q_1 do dedo médio.



Figura 15: Resultado da junta q_3 do dedo médio.



Figura 16: Resultado da junta q_1 do dedo anelar.



Figura 17: Resultado da junta q_3 do dedo anelar.



Figura 18: Resultado da junta q_4 do dedo anelar.



Figura 19: Resultado da junta q_2 do dedo mínimo.



Figura 20: Resultado da junta q_4 do dedo mínimo.

A solução da cinemática inversa do dispositivo não faz parte da técnica de controle utilizada, sendo na verdade uma etapa do equacionamento necessário para determinar o comportamento dinâmico da prótese e implementação do sistema de controle. Além disso, a instrumentação não faz parte do escopo do trabalho até o momento, descrito no presente texto. Contudo, com as informações já obtidas é possível fazer uma breve discussão sobre o tema.

A metodologia proposta é constituída por duas etapas computacionais: o processamento dos sinais EMG e o controle por torque computado. Assim, devem ser avaliados o número de operações e a quantidade de memória utilizada para cara etapa separadamente.

Para o processamento dos sinais eletromiográficos, inicialmente é capturado o sinal do músculo extensor ulnar do carpo com uma frequência de amostragem (F_s) igual a 1000 Hz. Posteriormente, é obtido o valor absoluto do sinal e então é aplicado um filtro passa-baixas do tipo FIR (*Finite Impulse Response*) com 6 coeficientes, armazenando-se sua transformada de Fourier. Logo, a cada segundo é preciso executar a convolução dos sinais.

Primeiro, o sinal medido no domínio do tempo deve ser descrito no domínio da frequência por meio de um algoritmo de Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform, ou FFT), exigindo $\mathcal{O}[F_s \ln(Fs)] = 6.907$ operações de multiplicação. Em seguida, o mesmo é multiplicado pelo filtro armazenado ($\mathcal{O}[F_s] = 1.000$ operações de multiplicação) e então é aplicada a Transformada Inversa de Fourier nesse novo sinal ($\mathcal{O}[F_s \ln(F_s)]$ = 6.907 operações de multiplicação). Isso resulta em um total de 14.814 operações por segundo.

Depois disso, o sinal é normalizando para então ser levado à entrada da rede neural artificial, que realiza o processamento do mesmo (produto interno entre o sinal e os pesos da rede). Uma vez que a rede é rasa, o custo computacional desta etapa é desprezível, não requerendo mais que 100 operações.

No que tange o controle por torque computado, para cada dedo é utilizado um algoritmo que consiste de N iterações (N = 4 para os dedos mínimo e anelar e N = 3 para os demais). A implementação iterativa das equações de Newton-Euler estão disponíveis na bibliografia (Craig, 2005), que de maneira genérica consistem de 126N - 99 multiplicações e 106N - 92 somas, totalizando no máximo 405 operações por iteração. A análise numérica da simulação mostrou que um controle eficiente é possível utilizando uma frequência igual a 200 Hz, totalizando 329.400 operações de multiplicação por segundo.

O algoritmo completo consiste de aproximadamente 350.000 operações de multiplicação por segundo. Diante disso, um simples PIC (*Programmable Integrated Circuit*, ou circuito integrado programável, em português) como o 18F452, capaz de realizar vinte milhões de instruções por segundo, pode ser utilizado para realizar todo o processamento.

4 Conclusões

Neste trabalho foi apresentado o estudo cinemático e dinâmico de um protótipo de mão robótica *open source*, utilizando um método de otimização vetorial para resolver o problema da cinemática inversa dos dedos. Além disso, foram utilizadas trajetórias de terceira ordem no espaço articular e suas derivadas como sinais de referência para o controlador projetado por meio da técnica do torque computado associado a redes neurais para sincronizar o atuamento de todas as juntas.

Futuramente será feito um estudo para selecionar um material adequado para a produção do protótipo por meio de tecnologia de manufatura aditiva, como por exemplo a impressão 3D. Além disso, serão avaliados modelos de sensores e atuadores para instrumentar a prótese de maneira apropriada, sem prejudicar o desempenho da mesma.

Outro passo a ser dado é a adição de alguns dos diversos tipos de movimento que podem ser executados por uma mão antropomórfica, visto que no estágio atual da pesquisa apenas é realizado o movimento de apreensão com todos os dedos, ou seja, a flexão de todos os dedos simultaneamente.

Agradecimentos

O presente trabalho foi parcialmente apoiado por CNPq, FINEP, DIPPG/CEFET-RJ e FAPERJ.

Referências

- Craig, J. J. (2005). Introduction to robotics: mechanics and control, Vol. 3, Pearson/Prentice Hall Upper Saddle River, NJ, USA:.
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. and Roy, S. H. (2010). Filtering the surface emg signal: Movement artifact and baseline noise contamination, *Journal of biomechanics* 43(8): 1573–1579.
- Franklin, G. F., Powell, J. D. and Emami-Naeini, A. (2013). Sistemas de controle para engenharia, Bookman Editora.
- Henneman, E. (1968). Organization of the spinal cord, *Medical physiology* 12: 1717–32.
- Kenwright, B. (2012). Inverse kinematics-cyclic coordinate descent (ccd), Journal of Graphics Tools 16(4): 177–217.
- Lanvegin, G. (2018). InMoov open source 3d painted life-size robot. http://inmoov.fr/. Acesso em 30 Mar. 2018.
- Niku, S. B. (2013). Introdução à robótica: análise, controle, aplicações, *LTC*.
- Perini, T. A., Oliveira, G. L. d., Ornellas, J. d. S. and Oliveira, F. P. d. (2005). Cálculo do erro técnico de medição em antropometria, *Rev Bras Med Esporte* 11(1): 81–5.
- Rodriguez-Añez, C. R. (2001). Anthropometry and it application in ergonomics, Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance 3(1): 102–108.
- Winter, D. A. (2009). Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons.