

DESENVOLVIMENTO DE UM MECANISMO NÃO MOTORIZADO PARA REABILITAÇÃO DO JOELHO UTILIZANDO EVOLUÇÃO DIFERENCIAL

Lucas Antônio Oliveira Rodrigues, Universidade Federal de Uberlândia, lucasaor@ufu.br

João Carlos Mendes Carvalho, Universidade Federal de Uberlândia, jcmendes@ufu.br

Rogério Sales Gonçalves, Universidade Federal de Uberlândia, rsgoncalves@ufu.br

Resumo: Este trabalho apresenta um algoritmo desenvolvido para gerar mecanismos de quatro funcionais, bem como a aplicação do mesmo para a reabilitação do joelho humano. São abordados os procedimentos computacionais e considerações matemáticas aplicadas no algoritmo, concluindo com a montagem computacional do mecanismo calculado.

Palavras-chave: Mecânica computacional, reabilitação, membro inferior, mecanismos, 4 barras.

1. INTRODUÇÃO

A aplicação de estruturas robóticas e mecanismos conquistou uma importante aplicação no processo de terapia para diversos tipos de pacientes, como as vítimas de Acidente Vascular Cerebral (AVC). O uso destas tecnologias gerou benefícios tais como redução de custos para tratamentos de movimentação e a expansão da gama de possíveis exercícios terapêuticos, o que auxilia pacientes crônicos a melhorar e manter a mobilidade (Lum et al., 2002).

Além disso, sistemas auto-operados são capazes de gerar efeitos positivos no tratamento de lesões. O trabalho apresentado por Bateni e Maki (2005) apresenta em seu estudo que o uso deste tipo de dispositivo trouxe benefícios funcionais aos pacientes, bem como um benefício psicossocial, uma vez que, ao manterem sua mobilidade, estes podem manter suas atividades com maior autonomia e independência.

A proposição de um mecanismo não motorizado auto-operado por um paciente, além de contribuir clinicamente para seu processo de reabilitação dos movimentos da perna através de exercícios ativamente assistidos, contribui para que este tipo de dispositivo torne-se um facilitador da reorganização das atividades funcionais básicas do usuário, assim como uma cadeira de rodas (Costa et al., 2010).

Há ainda evidências clínicas que o treinamento ativamente assistido pode gerar redução significativa ao dano causado à movimentação do membro conforme estudo realizado em 100 pacientes de AVC agudo (Feys et al., 1998).

2. ESTRUTURAS PARA REABILITAÇÃO

Alguns exemplos de aplicações de estruturas robóticas ilustram o engajamento deste ramo da engenharia nos processos de reabilitação conforme apresentado acima. A seguir, foram selecionadas sistemas distintos afim de demonstrar a variedade presente nesta área.

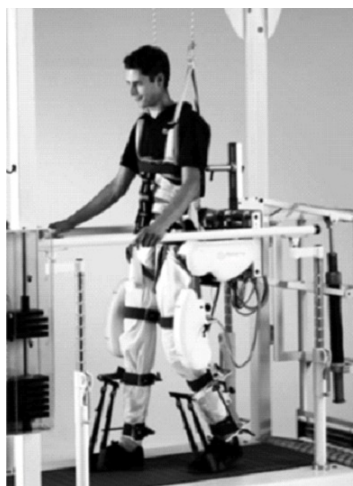


Figura 1: Paciente utilizando o LOKOMAT (Jezernik, Colombo e Morari, 2004)

Uma das estruturas mais conhecidas para reabilitação do membro inferior é a chamada LOKOMAT, proposta por

Jezernik, Colombo e Morari (2004), ilustrada na Fig. 1, a qual caracteriza-se pelo uso de atuadores associados às pernas do paciente e uma esteira auxiliar. O uso de esteiras na fisioterapia de pacientes é uma prática tradicional para a reabilitação da marcha humana (Wernig et al., 1995).

A partir deste princípio, várias estruturas robóticas que utilizam esteiras e exoesqueletos para auxiliar a movimentação dos pacientes foram desenvolvidas com o objetivo de diminuir o uso de recursos humanos para a execução dos exercícios (Galvez e Reinkenmeyer, 2005).

Exemplificam-se também as estruturas desenvolvidas sem o uso de esteiras, as quais visam possibilitar aos pacientes movimentar-se em espaço livre, bem como promover independência funcional.

Este é o caso da estrutura conhecida como ReWalk, proposta pela ARGO (Goffe, 2006) e aprovada para uso comercial nos Estados Unidos. Esta consiste em um exoesqueleto que possui um sistema de braços mecânicos associado a ambas as pernas do usuário, os quais integram motores DC, sensores de movimento e baterias recarregáveis. Basicamente, o sistema monitora os movimentos superiores do corpo e aciona os motores DC de forma a manter a marcha de acordo com o desejado pelo usuário. O sistema é apresentado na Fig. 2.



Figura 2: Modelo ilustrativo para a estrutura ReWalk. (Goffe, 2006)

Há ainda exemplos de estruturas cuja movimentação é trabalhada de forma isolada, onde o paciente exercita o membro sob uma plataforma fixa de tal modo que a estrutura é capaz de mover livremente a perna em terapia.

A estrutura proposta por Akdogan e Adli (2011), denominada Physiotherabot, consitui um exemplo clássico para este tipo de equipamento. Esta é composta por uma maca adaptada, podendo manter o paciente sentado ou deitado, e possui três atuadores dispostos conforme apresentado na Fig. 3.

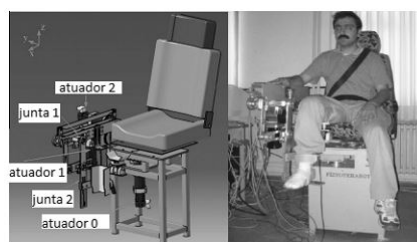


Figura 3: modelo esquemático e foto de uma paciente utilizando o physioterabot (Akdogan e Adli, 2011).

3. FLEXÃO-EXTENSÃO DO JOELHO

O joelho é a junta intermediária do membro inferior, sendo uma articulação com 1 grau de liberdade (flexão/extensão), que permite regular a distância do corpo em relação ao chão. A articulação do joelho, contudo, possui um segundo grau de liberdade (rotação sobre o eixo longitudinal da perna) o qual só existe quando o mesmo está flexionado, o qual não será abordado no mecanismo a ser proposto (Kapandji, 2000).

Na Figura (4) estão indicados os eixos de referência utilizados para descrever os movimentos que ocorrem no joelho.

O movimento de flexão-extensão é o principal movimento do joelho, sendo que sua amplitude é medida a partir da posição de referência definida a partir do eixo da perna que se situa no prolongamento do eixo da coxa, indicado como eixo ZZ', Fig. (4).

A extensão do joelho é definida como o afastamento da face posterior da perna da face posterior da coxa (Kapandji,

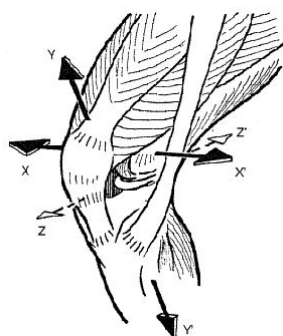


Figura 4: (a) Rotação interna do Quadril, (b) posição de referência, (c) rotação externa do quadril (Kapandji, 2000).

2000). Este movimento ocorre principalmente de forma passiva, variando de 5° a 10° a partir da posição de referência, Fig. (5c).

Para a flexão do joelho, distingue-se também as amplitudes ativas e passivas deste movimento. A flexão de forma ativa atinge 140° caso o quadril se encontre previamente flexionado, Fig. (5d), e pode chegar a 120° somente se o quadril estiver em extensão, (Fig. 5f).

A flexão passiva pode chegar a uma amplitude de 160° , (5e), o que torna o calcanhar capaz de tocar a nádega nesta situação.

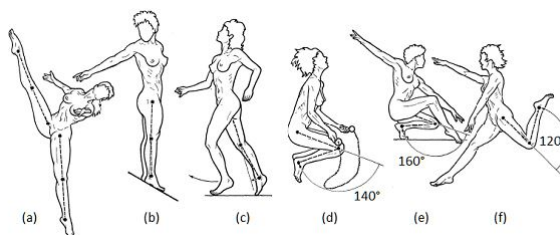


Figura 5: Movimentos de flexão do joelho (Kapandji, 2000).

4. MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA

Uma vez definido o movimento da articulação a ser trabalhada, define-se então a metodologia selecionada para gerar o modelo matemático da estrutura desejada. O mecanismo a ser desenvolvido será um mecanismo de quatro barras, do tipo manivela-balancim, para transformar uma entrada angular contínua em uma saída angular oscilatória.

O mecanismo gerado será uma estrutura de base estacionária e trabalhará com a movimentação da perna a partir de uma manivela a ser acionada pelo próprio paciente utilizando as mãos.

4.1. Comprimento das barras

Selecionou-se, então, utilizar a metodologia proposta por Rezende et al. (2010) para se obter os comprimentos de cada barra do mecanismo afim de se obter as saídas angulares desejadas, bem como as tensões geradas pela montagem selecionada. Neste método, considera-se um sistema composto por barras ideais, de massa desprezível e sem efeito de atritos e/ou folgas nas conexões entre os elementos.

Os métodos apresentados adiante utilização como referência a nomenclatura tradicional para análise cinemática de mecanismos de quatro barras, a qual é ilustrada na Fig. (6) abaixo.

A posição do ponto de interesse P pode ser calculada utilizando uma abordagem geométrica para a determinação conforme ilustrado na Fig. (6b). Utiliza-se uma barra imaginária S de ligação entre os pontos A e O_4 como recurso geométrico para auxiliar o cálculo dos parâmetros de interesse. A partir dos comprimentos das barras R_1, R_2, R_3, R_4, R_5 e dos ângulos indicados como θ_2 e α , os valores de S e dos ângulos $\theta_3, \theta_4, \beta, \gamma, \phi$ podem ser obtidos por meio das Eq. (1) a (5) Uicker jr et al. (2009).

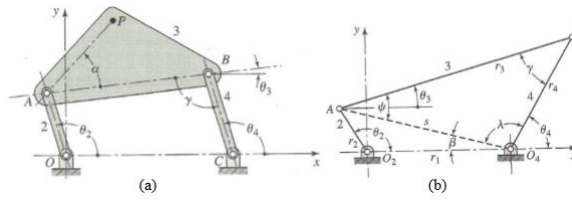


Figura 6: Referência utilizada para os parâmetros de mecanismos de quatro barras. Rezende et al. (2010).

$$S = (R_1^2 + R_2^2 - 2R_1R_2 \cos \theta_2)^{1/2} \quad (1)$$

$$\beta = \cos^{-1}[(R_1^2 - R_2^2 + S^2)/(2SR_1)] \quad (2)$$

$$\phi = \cos^{-1}[(R_3^2 - R_4^2 + S^2)/(2SR_3)] \quad (3)$$

$$\lambda = \cos^{-1}[(R_4^2 - R_3^2 + S^2)/(2SR_4)] \quad (4)$$

$$\gamma = \pm \cos^{-1}[(R_4^2 - S^2 + R_3^2)/(2R_3R_4)] \quad (5)$$

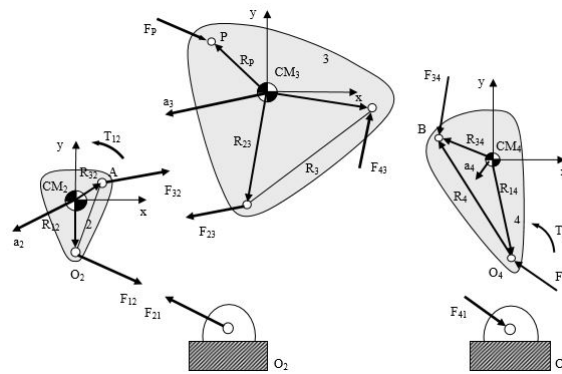


Figura 7: Aplicação do diagrama de corpo livre para o mecanismo de quatro barras. Rezende et al. (2010).

A Figura 7 apresenta um diagrama de corpo livre generalizado de um mecanismos de quatro barras, o qual pode ser utilizado para se obter as equações de equilíbrio em x e y , as quais podem ser combinadas para gerar a matriz dinâmica A do sistema, sob a qual é possível obter os esforços aplicados em cada barra, e que serão considerados no algoritmo adiante.

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -R_{12,y} & R_{12,x} & -R_{32,y} & R_{32,x} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_{23,y} & -R_{23,x} & -R_{43,y} & R_{43,x} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & R_{34,y} & -R_{34,x} & -R_{14,y} & R_{14,x} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_{12,x} \\ F_{12,y} \\ F_{32,x} \\ F_{32,y} \\ F_{43,x} \\ F_{43,y} \\ F_{14,x} \\ F_{14,y} \\ T_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_2 a_{2,x} \\ m_2 a_{2,y} \\ I_{CM2} \alpha_2 \\ m_1 a_{1,x} - F_{p_x} \\ m_1 a_{1,y} - F_{p_y} \\ I_{CM1} \alpha_1 - R_{p_x} F_{p_y} + R_{p_y} F_{p_x} \\ m_4 a_{4,x} \\ m_4 a_{4,y} \\ I_{CM4} \alpha_4 - T_4 \end{bmatrix}$$

Figura 8: Matriz dinâmica para o mecanismo de quatro barras Rezende et al. (2010).

4.2. Análise de singularidades

Para garantir o correto funcionamento de um mecanismo, é de suma importância a realização de uma análise de mobilidade e de possíveis posições de singularidade. Para determinar as possíveis posições de singularidade em mecanismos de cadeia cinemática fechada, será utilizada uma metodologia baseada nas relações da matriz geométrica do sistema, e do problema de autovalores gerado à partir desta Altuzarra et al. (2004).

Para aplicar a metodologia proposta, é necessário inicialmente obter a matriz geométrica do sistema. Primeiramente, aplica-se a Eq.(6) para cada elemento do mecanismo proposto, utilizando as velocidades nodais $\{\dot{x}_e\}$, resultando na matriz geométrica elementar $[G_e]$.

$$[G_e]\{\dot{x}_e\} = 0 \quad (6)$$

O ponto mais importante da metodologia de Altuzarra et al. (2004) consiste na análise do problema de autovalores obtido através da matriz geométrica do sistema, conforme descrito na Eq. (7). A dimensão F da matriz quadrada $[G]$ obtida corresponde ao grau de liberdade do mecanismo no instante de tempo analisado. O procedimento gera $\{v_i\}$ autovetores e D autovalores, os quais serão utilizados nos procedimentos descritos à seguir para determinar a existência, onde e qual o tipo das singularidades do mecanismo analisado Altuzarra et al. (2004).

$$[G]\{\dot{x}\} = \lambda\{\dot{x}\} \quad (7)$$

Os L autovetores $\{v_i\}$ que correspondem aos autovalores λ nulos compõe vetores linearmente independentes que descrevem os possíveis movimentos do mecanismo. O número de autovalores deve ser igual ao número de graus de liberdade em todas as posições para que a montagem não seja singular.

Além disso, as matrizes formadas pelos autovalores de entradas e saídas do sistema devem possuir posto matricial igual ou número de cada, respectivamente. Caso contrário, isso indicará dependências na entrada ou saída do mecanismo, caracterizando posição de singularidade.

5. ESTRUTURA GERADA E RESULTADOS

O mecanismo proposto será gerado com o auxílio de um algoritmo de evolução diferencial, o qual possui os mesmos princípios dos algoritmos genéticos tradicionais. Este será implementado utilizando o software MATLAB®.

Os parâmetros de entrada do algoritmo foram os limites inferior e superior para o comprimento de cada uma das barras do mecanismo, os quais foram baseados nas dimensões de um boneco antropomórfico de 1,80 m de altura, utilizado para testes em estruturas de reabilitação no Laboratório de Automação e Robótica da Universidade Federal de Uberlândia. O material a ser aplicado no mecanismo será alumínio e o mesmo será construído utilizando um perfil retangular com 3mm de espessura.

As restrições aplicadas no algoritmo para escolha da solução ótima consistem nas limitações geométricas descritas nas equações (1) a (5), de forma a garantir que a saída angular do mecanismo seja próxima a amplitude da flexão do joelho, eliminar ângulos com parte imaginária e garantir que o ângulo γ possua uma faixa operacional funcional.

Para garantir a ausência de singularidades, utiliza-se os parâmetros obtidos através do problema de autovalores da Eq. (7) para gerar as restrições necessárias.

As tensões geradas pelas reações calculadas na matriz dinâmica A são utilizadas nas restrições de desigualdades, comparando-as com os limites admissíveis para o alumínio para garantir que a estrutura irá suportar as tensões submetidas em todas as posições exploradas pelo mecanismo.

Por fim, utilizou-se uma população inicial de 50 indivíduos, número máximo de interações igual a 200, taxa de perturbação igual a 0,5 e probabilidade de reprodução igual a 0,8. Os melhores resultados obtidos através da execução do algoritmo estão apresentadas na Tab.(1).

Uma vez obtido os comprimentos para as barras, gerou-se uma simulação ponto a ponto para checar a fidelidade da saída angular do mecanismo obtido com o solicitado. o resultado é apresentado na Fig. (9). Observa-se através deste gráfico que a amplitude de saída se aproxima da amplitude da flexão ativa do joelho, conforme esperado.

Após a validação matemática do mecanismo gerado, o próximo passo consiste em gerar o modelo tridimensional. Este foi gerado utilizando o software para CAD SolidWorks®.

Para transmitir o torque até a barra R_2 , adicionou-se ao mecanismo proposto um sistema de transmissão por polias sincronizadas, as quais são conectadas e levadas até o alcance das mãos do usuário através de uma barra auxiliar.

Tabela 1: Parâmetros utilizados para encontrar os comprimentos das barras, e ângulo de saída selecionados

	Parâmetro	Mínimo [mm]	Máximo [mm]	Selecionado [mm]
Joelho	R_1	150	400	280
	R_2	100	400	140
	R_3	150	400	263
	R_4	150	400	162
	$\Delta\theta_4$ (ângulo de saída)		120°	

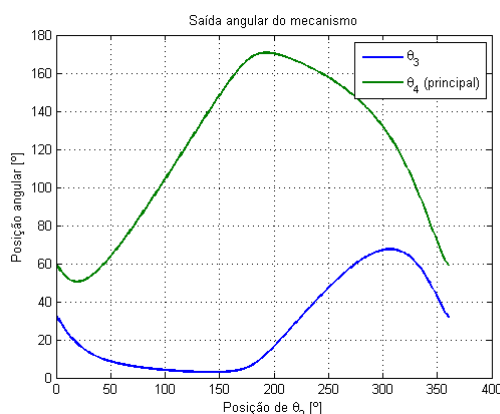


Figura 9: Saída angular do mecanismo obtido pelo algoritmo gerado.

A polia conduzida se conecta com a barra R_2 através de um eixo comum. A polia condutora está ligada a outra manivela a qual será acionada manualmente pelo paciente. A correia dentada selecionada para o sistema é do tipo GT2 8 mm, devido as baixas tensões solicitadas no sistema e ao baixo custo.

Todas as características de construção citadas, bem como uma sequência de movimentação representando o funcionamento final do mecanismo, são ilustradas na figura (10), obtida através do modelo tridimensional construído.

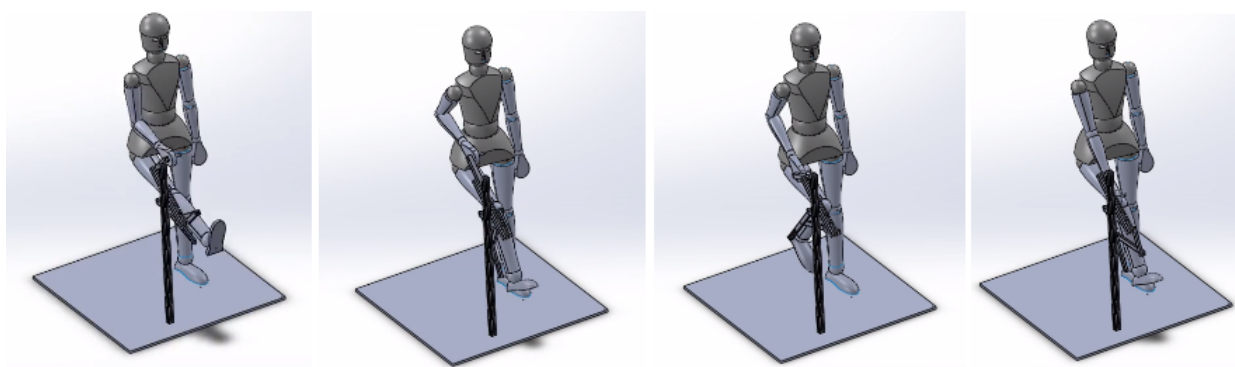


Figura 10: sequência de movimentação gerada a partir do tridimensional construído para o mecanismo de reabilitação do joelho.

6. CONCLUSÕES

Através dos resultados obtidos das simulações e da movimentação do modelo obtido da estrutura para o joelho, observa-se uma boa adaptação do mesmo a flexão ativa do joelho, o que evidencia a capacidade do projeto proposto de gerar exercícios efetivos para um processo de reabilitação.

A construção de um protótipo em tamanho real para testes experimentais com um boneco de testes, bem como a expansão desta metodologia para gerar mecanismos de reabilitação para as demais articulações do membro inferior, estão previstas para a continuação destes projeto.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento (CNPq) pelo apoio financeiro ao projeto.

8. REFERÊNCIAS

- E. Akdogan and M. A. Adli. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot. *Mechatronics*, 21:509–522, 2011. doi: 10.1016/j.mechatronics.2011.01.005.
- O. Altuzarra, C. Pinto, R. Avilés, and A. Hernández. A practical procedure to analyze singular configurations in closed kinematic chains. *IEEE Transactions on Robotics*, 2004. ISSN 15523098. doi: 10.1109/TRO.2004.832798.
- H. Bateni and B. Maki. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil.*, 86(1):134, 2005. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15641004?report=docsum>.
- V. S. P. Costa, M. R. A. C. Melo, M. L. Garanhani, and D. Fujisawa. Representações sociais da cadeira de rodas para a pessoa com lesão da medula espinal. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, 18(4):8, 2010.
- H. M. Feys, W. J. De Weerd, B. E. Selz, G. A. C. Steck, R. Spichiger, L. E. Vereeck, K. D. Putman, and A. V. Van Hoydonck. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: a single-blind, randomized, controlled multicenter trial. *Stroke (00392499)*, 1998. ISSN 0039-2499.
- J. Galvez and D. Reinkensmeyer. Robotics for Gait Training After Spinal Cord Injury. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 11(2):18–33, 2005. doi: 10.1310/DAMJ-G43A-16EH-1BDK.
- A. Goffer. Gait-locomotor apparatus, 2006.
- S. Jezernik, G. Colombo, and M. Morari. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2004. ISSN 1042296X. doi: 10.1109/TRA.2004.825515.
- I. A. Kapandji. *Fisiologia Articular - membro inferior*, volume 2. Editorial Médica Panamericana S.A., 5 edition, 2000. ISBN 85-303-0044-0.
- P. Lum, D. Reinkensmeyer, R. Mahoney, W. Rymer, and C. Bugar. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. *Top Stroke Rehabil. 2002 Winter*, 8(4):40–53, 2002.
- O. P. D. Rezende, C. S. Pivetta, R. Grechi, . Mário, L. Campos, J. Geraldo, and T. Brandão. Análise Dinâmica Computacional de Mecanismos de 4 Barras. In *Nono Simpósio de Mecânica Computacional*, page 10, São João Del-Rei, 2010.
- J. Uicker jr, J. Shigley, and G. Pennock. *Theory of Machines and Mechanism*. Oxford Press, 3 edition, 2009. ISBN 978-0195371239.
- A. Wernig, S. Müller, A. Nanassy, and E. Cagol. Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons. *European Journal of Neuroscience*, 7(4):823–829, 1995.

9. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.