

DETERMINAÇÃO DO TORQUE MÍNIMO DE ACIONAMENTO DE UM ATUADOR ELÉTRICO USADO NAS ARTICULAÇÕES DE UMA ÓRTESE ATIVA PARA OS MEMBROS INFERIORES

Márcio Valério de Araújo, acari@dca.ufrn.br¹

Pablo Javiel Alsina, pablo@dca.ufrn.br¹

¹ Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Departamento de Engenharia de Computação e Automação Centro de Tecnologia - CEP 59078-900 - Natal - RN - Brasil

Resumo. *Este trabalho tem como objetivo apresentar os torques dos atuadores elétricos usados para realizar os movimentos das articulações de um protótipo de órtese ativa inteligente para membros inferiores. A órtese é um dispositivo ortopédico com o principal objetivo de proporcionar a capacidade de caminhar para pessoas com parcial ou total perda dos movimentos nos membros inferiores. Para determinar o torque que atua na articulação do joelho foi preciso determinar a cinemática, dinâmica e as características mecânicas do protótipo e também foi analisada a biomecânica do corpo humano. A órtese foi projetada para reproduzir alguns dos movimentos da marcha humana como andar em linha reta, sentar, levantar, subir e descer degraus. O acionamento das articulações da órtese é realizado por motores CC equipados com caixa de redução, cujo objetivo é reduzir a velocidade de rotação e aumentar o torque, gerando assim, movimentos suaves.*

Palavras-chave: *Atuadores Elétricos, Biomecânica, Órtese Ativa*

1. INTRODUÇÃO

Atualmente a constante busca pela autonomia na mobilidade de pessoas com paraplegia, ou com perdas parciais dos movimentos dos membros inferiores, levou ao avanço das pesquisas em órteses ativas que são usadas para ajudar a reabilitação ou prover os movimentos de diversos membros do corpo humano Banala *et al.* (2009).

As órteses disponíveis atualmente, para a reabilitação de pessoas com deficiência locomotora nos membros inferiores, somente corrigem ou impedem certos movimentos dos membros. Tais dispositivos têm o nome de órteses passivas. Para pacientes com pouco ou nenhum movimento, as órteses passivas não desempenham a função de realizar totalmente o movimento. Tendo em vista a necessidade de ajudar pessoas com pouco ou nenhum movimento nos membros inferiores, muitos trabalhos, com essa ênfase em órteses ativas e exoesqueletos¹, vêm sendo desenvolvidos Mori *et al.* (2005), Seireng and Grundmann (1981), Mohammed and Amirat (2009), Kong and Jeon (2006) e Dollar and Herr (2008).

A motivação para desenvolver um protótipo de uma órtese ativa para membros inferiores e seu sistema eletrônico embarcado é a constatação do crescente número de casos de pessoas com mobilidade reduzida nas pernas e de paraplégicos, decorrentes de acidentes e outros fatores. O censo realizado no Brasil no ano 2000 informou que o número de portadores de algum tipo de paralisia nos membros (paraplegia, hemiplegia ou tetraplegia) no país é de aproximadamente 1.000.000 de pessoas.

Outro ponto importante à ser considerado é o aumento da expectativa de vida dos brasileiros. Entre 1991 e 2007, a população do país ganhou 5,57 anos em sua expectativa de vida ao nascer, ao passar de 67,00 anos, em 1991, para 72,57 anos, em 2007. Isto indica que o número de idosos crescerá neste país nos próximos anos.

A medida que a estrutura da população está mais envelhecida, a proporção de pessoas com alguma deficiência motora aumenta, surgindo um novo elenco de demandas para atender as necessidades específicas deste grupo que carece de cuidados e dispositivos para auxiliar os idosos a se locomoverem com segurança e com menos esforço.

Neste contexto, a órtese ativa com atuadores elétricos será utilizada para produzir os movimentos nos membros inferiores de um indivíduo que não consegue realizar por si só tais movimentos, seja por algum tipo de paraplegia como, por exemplo, uma lesão medular, ou até mesmo por falta de força, no caso de pessoas com problemas musculares.

¹Dispositivos robóticos de uso externo capazes de amplificar as forças de um usuário

2. ESPECIFICAÇÕES GERAIS DO PROTÓTIPO

A principal aplicação para a órtese ativa para os membros inferiores é permitir que pessoas sem movimentos nas pernas possam se locomover com um padrão de marcha semelhante a um indivíduo saudável. Nesta primeira versão, o protótipo permite apenas movimentos no plano sagital. A articulação do joelho e do quadril são capazes de realizar o movimento de extensão e flexão. Dessa forma, a órtese é capaz de fazer com que o usuário possa sentar e levantar, caminhar em linha reta, subir e descer escadas. O mecanismo foi projetado inicialmente para pessoas com peso entre 50 e 60 Kg e altura entre 1,55 e 1,65 m. O peso máximo estipulado para o protótipo é de 17 Kg, incluindo o sistema eletrônico embarcado, a estrutura mecânica e as baterias. Todos os movimentos da marcha são selecionados por uma interface homem-máquina que envia os comandos de alto nível via porta USB para o computador embarcado. A princípio, usa-se um teclado com um conjunto de botões com funções definidas, podendo evoluir posteriormente para comando de voz, sinais de eletroencefalograma ou sinais mioelétricos. Por sua vez, o computador embarcado é responsável por interpretar esses comando e enviar os ângulos de referência para a placa controladora dos atuadores.

3. REQUISITOS E ESPECIFICAÇÕES DA MECÂNICA DA ÓRTESE

Como se trata de uma estrutura com características pseudo-antropomórficas foi necessário antes de iniciar a construção do protótipo, conhecer os conceitos básicos sobre a biomecânica da marcha humana, como também levantar dados antropométricos², principalmente dimensões dos membros inferiores, suas massas, o ângulo gerado pela articulação do joelho e o ângulo entre a coxa e o tórax de um humano, durante uma caminhada com padrão de marcha saudável. Adotou-se inicialmente como referência para o dimensionamento da estrutura da órtese, um indivíduo com peso entre 50 kg e 60 kg e altura entre 1,55 metros e 1,65 metros. Esta relação entre o peso ideal e a altura especificada no projeto foi baseada no índice de massa corporal de uma pessoa com peso adequado à sua altura.

Na Tabela 1 estão as massas das diversas partes do corpo; tais informações são disponibilizadas em NASA (1995).

Na Tabela 2, de acordo com Winter (1990) as medidas dos segmentos dos membros inferiores do corpo humano que foram utilizadas na elaboração do projeto da órtese, podem ser simplificadas por certa relação com a altura do indivíduo, neste caso, com base em uma pessoa de 1,60 m de altura.

Tabela 1. Massa das partes do corpo para uma pessoa de 60 Kg.

Partes do corpo	Massa (kg)
Cabeça	3,72
Pescoço	0,82
Tronco	17,82
Abdômen	10,02
Membros superiores	5,70
Coxas	14,66
Panturrilha	5,82
Pés	1,46
Total	60,00

Tabela 2. Dimensões dos membros inferiores do corpo humano para um indivíduo de 1,60 m de altura.

Segmento	Tamanho (m)
Quadril-Joelho	0,38
Joelho-Tornozelo	0,38

O protótipo de uma órtese ativa para membros inferiores é um mecanismo basicamente constituído por um conjunto de estruturas rígidas unidas por juntas rotacionais. Por enquanto o protótipo só dispõe de atuadores nas juntas do joelho e nas juntas coxofemorais, deixando as articulações do tornozelo com juntas passivas, que não serão abordadas neste trabalho. Cada articulação possui apenas um grau de liberdade, suficiente para produzir os movimentos de extensão e flexão em ambas as juntas, possibilitando o usuário caminhar em linha reta, subir e descer degraus, sentar e levantar.

A Figura 1 mostra os ângulos das juntas usados nesse trabalho e a Fig. 2 ilustra o desenho da estrutura mecânica em CAD do protótipo desenvolvido.

Para o caso específico desse protótipo, o ângulo θ varia de 0° até 90° , já o ângulo φ varia de -13° até 90° .

Os ângulos de flexão e extensão desenvolvidos pelas juntas do joelho e do quadril de uma pessoa caminhando com um padrão de marcha normal são mostrados na Tab. 3 comparados com os ângulos máximos que o protótipo consegue

²Conjunto de informações relativas as medidas e pesos do corpo humano ou suas partes

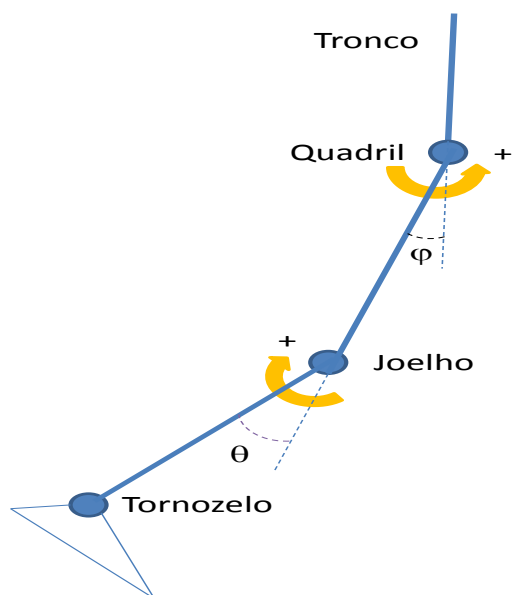


Figura 1. Ângulos relativos nas articulações de uma perna do protótipo.

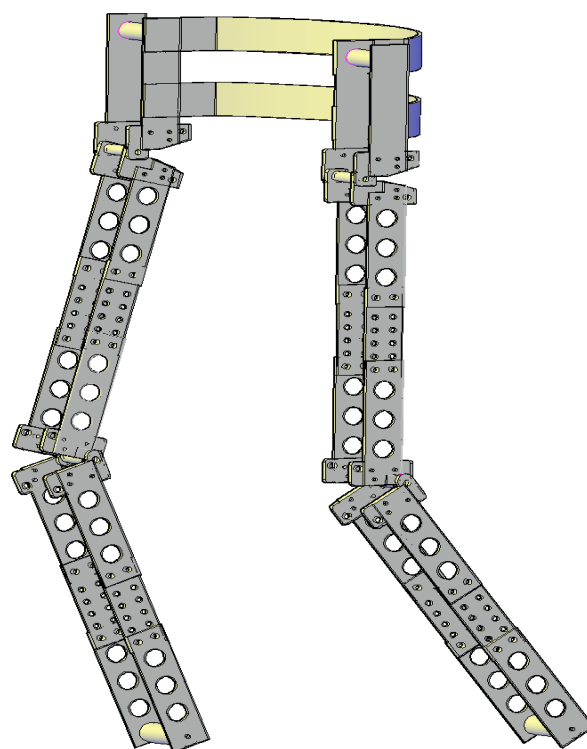


Figura 2. Desenho da estrutura mecânica da órtese em CAD.

realizar.

Tabela 3. Valores dos ângulos relativos das articulações durante a marcha.

Tipo de movimento	Marcha Humana	Ângulo Máximo do protótipo
Flexão do quadril	32,5°	90°
Extensão do quadril	-10,5°	-13°
Flexão do joelho	73,5°	90°

De acordo com a Tab. 3 as articulações do protótipo são capazes de realizar os ângulos desenvolvidos pelas juntas durante uma marcha normal.

Foram colocados sensores mecânicos de fim de curso para garantir que as articulações da estrutura não ultrapassem os ângulos limites, evitando danos ao dispositivo e acidentes indesejáveis.

Para determinar as dimensões dos segmentos da órtese foram usados os valores da Tab. 2, todavia, visando aumentar o conforto e um melhor ajuste com o usuário foi acrescentada no protótipo uma regulagem do comprimento nos segmentos dos membros inferiores. A estrutura é fixada confortavelmente ao indivíduo através de calhas de plástico e cintas com velcro localizadas em pontos da perna e também do tórax.

O peso máximo estipulado para a órtese somado ao peso máximo do usuário é de aproximadamente 77,0 Kg, com base nessa informação inicial foi possível escolher os materiais que poderiam ser usados para construir a estrutura mecânica. Devido a leveza, boa resistência mecânica e disponibilidade local de matéria prima, o alumínio em forma de chapa, com dimensões padronizadas, foi escolhido para construir a estrutura, juntamente com parafusos de aço e peças em nylon. A Figura 3 mostra o protótipo construído com quatro atuadores elétricos, responsáveis por produzir os movimentos das articulações dos joelhos e do quadril.

3.1 Torques nas juntas dos joelhos

Com base nas Tabs. 1, 2 e 3, e nas dimensões do protótipo, foi montado um diagrama de corpo livre aplicando as forças e torques presentes no movimento que uma pessoa faz ao levantar de uma posição sentada. A configuração inicial está definida com o segmento do tornozelo-jelho perpendicular ao segmento joelho-tórax e segmento joelho-tórax perpendicular ao ultimo segmento do protótipo como mostra a Fig. 4. O objetivo aqui tratado é calcular o torque mínimo



Figura 3. Imagem do protótipo da órtese ativa para membros inferiores desenvolvida pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do DCA/UFRN.

necessário para que o atuador realize o movimento de levantar, pois dentre todos os movimentos que a órtese é capaz de realizar, é justamente nesse movimento, e mais especificamente, na junta do joelho que é exigido o maior torque de acionamento. Por isso, todos os atuadores serão selecionados em função das forças e torques presentes na junta do joelho.

Para estes cálculos foi considerado, não o movimento antropomórfico do ato de levantar, mas somente, uma aproximação devido as restrições dos ângulos das juntas do joelho e do quadril.

Na resolução deste problema referente ao equilíbrio do corpo rígido, foram consideradas todas as forças que atuam sobre a estrutura, escolhendo o centro de giro da junta do joelho como sendo a referência (ponto A), e aplicando a equação do momento linear para este ponto (Eq. 3) é possível determinar o torque mínimo requerido para fazer o segmento joelho-quadril girar em torno do ponto A mantendo o segmento joelho-tornozelo parado. Adotou-se o sentido anti-horário do momento linear como sendo positivo e θ é o ângulo relativo entre o segmento da órtese análogo ao tornozelo-jelho e o segmento joelho-quadril.

$$M_A = -F_1 \cdot \overline{AB} \cdot \sin \theta - F_2 \cdot \overline{AC} \cdot \sin \theta \quad (1)$$

$$\overline{AC} = 2 \cdot \overline{AB} \quad (2)$$

$$M_A = -(F_1 + 2 \cdot F_2) \cdot \frac{\overline{AC}}{2} \cdot \sin \theta \quad (3)$$

F_2 é a força devido o somatório do peso do tronco, cabeça, membros superiores e o peso de parte da órtese que está fixada ao tórax e a força F_1 é a soma do peso do segmento da estrutura mecânica relativo a coxa do usuário e o próprio peso das duas coxas. Todos os valores dos pesos dos membros foram retirados da Tab. 1.

A Figura 5 mostra a variação do momento M_A em função do ângulo θ para uma força $F_1 = 160,0N$ e $F_2 = 420,0N$, o comprimento do segmento \overline{AC} é igual a 0,40 m.

Pode-se constatar que momento linear no ponto A tem seu valor máximo na posição inicial ($\theta = 90^\circ$) e decai quando a órtese fica totalmente ereta ($\theta = 0^\circ$).

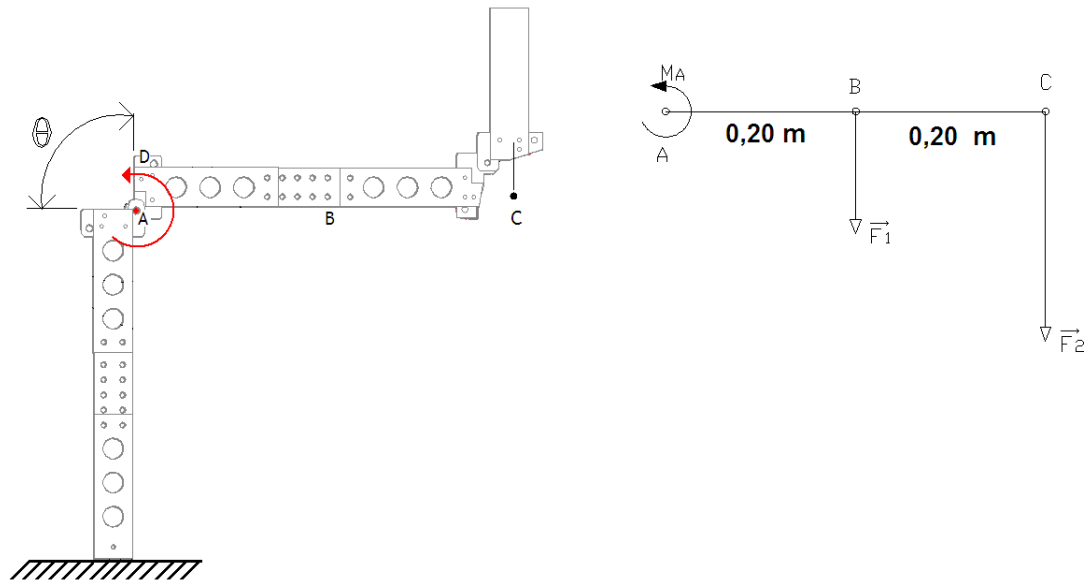


Figura 4. Diagrama de Corpo Livre.

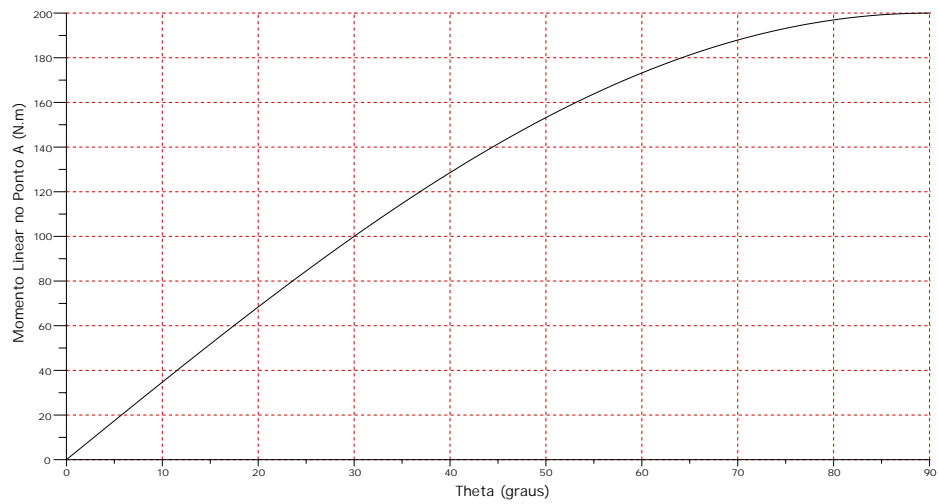


Figura 5. Variação do Momento no ponto A em função do ângulo da junta do joelho

3.2 Especificação do mecanismo de acionamento e atuadores

O cálculo indicando o valor mínimo do torque no eixo de rotação da junta do joelho serviu para determinar a melhor posição para dispor o atuador. Para que um motor elétrico consiga ter alto torque e baixa rotação, geralmente, a forma mais fácil para se conseguir isso é colocando uma caixa de redução no motor, cuja função é reduzir a velocidade e aumentar o torque no eixo de saída mantendo praticamente constante a potência.

Obviamente, seria mais fácil acoplar o motor diretamente no eixo de rotação da junta, mas devido o alto torque requerido para executar tal movimento (aproximadamente 200,0 $N.m$ como mostra a Fig. 5), baixa velocidade angular, precisão no posicionamento angular e restrições de espaço físico, foi escolhido outro arranjo mecânico.

O modo escolhido para colocar o motor na estrutura foi com o seu eixo perpendicular ao eixo de rotação da junta. O motor foi fixado em uma parte da estrutura com o seu eixo acoplado a um fuso de esferas recirculantes com uma castanha que também está fixada a outra parte da estrutura. Ambas as partes giram em um ponto comum, esse ponto é exatamente o eixo de rotação da articulação. Como o motor é unido ao fuso, o movimento de rotação produzido pelo motor, faz com que a castanha do fuso tenha um deslocamento linear ao longo do mesmo.

A castanha, que está fixa a uma parte da órtese, por sua vez, converte o movimento linear em rotacional no plano sagital. A Figura 6 mostra a conversão do movimento rotacional do fuso (peça 1) para o movimento linear da castanha (peça 2) e a Fig. 7 mostra como o deslocamento da castanha ao longo do fuso produz um movimento rotacional na articulação (peça 3).

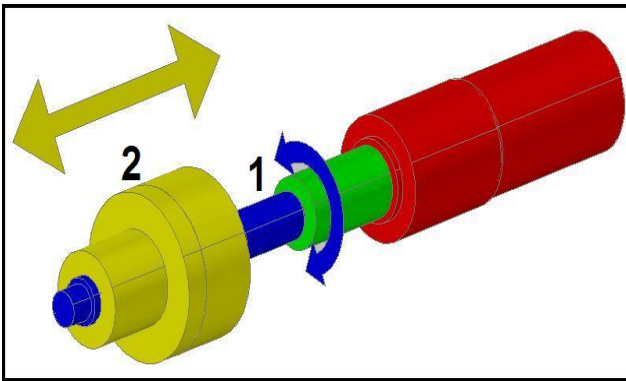


Figura 6. Movimento linear da castanha e o movimento rotacional do fuso.

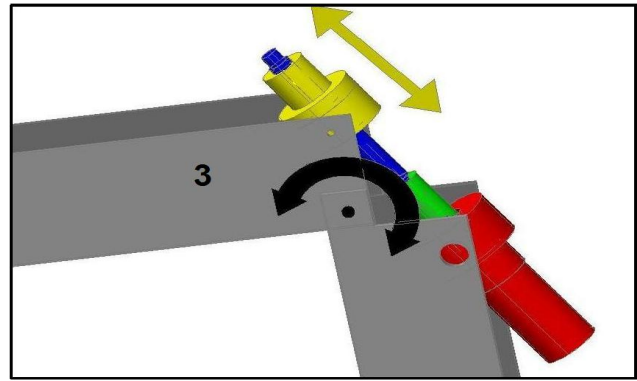


Figura 7. Rotação da articulação e movimento linear da castanha.

O Fuso de esferas recirculantes é usado neste projeto por ser um elemento de transformação de alta eficiência, geralmente usados para converter movimento de rotação em movimento linear e vice-versa, através de transmissão por esferas de aço alojadas no interior da castanha. O rendimento mecânico do fuso de esferas é superior a 90% em relação aos fusos de rosca convencionais.

O comprimento e passo do fuso de esferas recirculantes juntamente com a rotação do motor, são responsáveis por garantir a velocidade angular para a articulação especificada anteriormente. Dada as dimensões geométricas da junta, para que a articulação varie o ângulo θ entre 0° até 90° é preciso que a castanha se desloque ao longo do fuso aproximadamente 8 cm, como o passo do motor é igual a 5 mm/volta, para que a velocidade angular seja de $\frac{\pi}{3} rad/s$ a castanha deve percorrer todos os 8 cm em 1,5 segundos, isso dá aproximadamente uma rotação do eixo da caixa de redução acoplada ao motor de 10.66 RPS (Rotações Por Segundo) ou 640 RPM (Rotações Por Minuto).

3.3 Determinação do torque de acionamento do motor

A escolha da disposição dos atuadores na junta contribuiu para o desenvolvimento de um sistema mais compacto, visto que, se fossem colocados diretamente nas articulações, seriam necessários motores com alto torque, baixa rotação e tamanho reduzido. Atualmente um motor com essas especificações é bastante caro e seu uso é restrito a aplicações especiais.

Devido a forma como a articulação é movimentada foi preciso determinar a força de tração ou compressão F_T que a castanha tem que fazer na parte da estrutura que ela está fixada para produzir a rotação desejada. A força F_T é responsável por produzir a rotação do segmento joelho-quadril em relação ao ponto A.

A força F_T é também a força linear mínima que a castanha exerce para que a junta se mova nesta configuração do diagrama de corpo livre. Para melhor visualizar a geometria da junta do joelho, a Fig. 8 exibe uma ampliação correspondente ao desenho da Fig. 4 na posição inicial e o diagrama de corpo livre, que mostra F_T , M_A e a distância d entre eles.

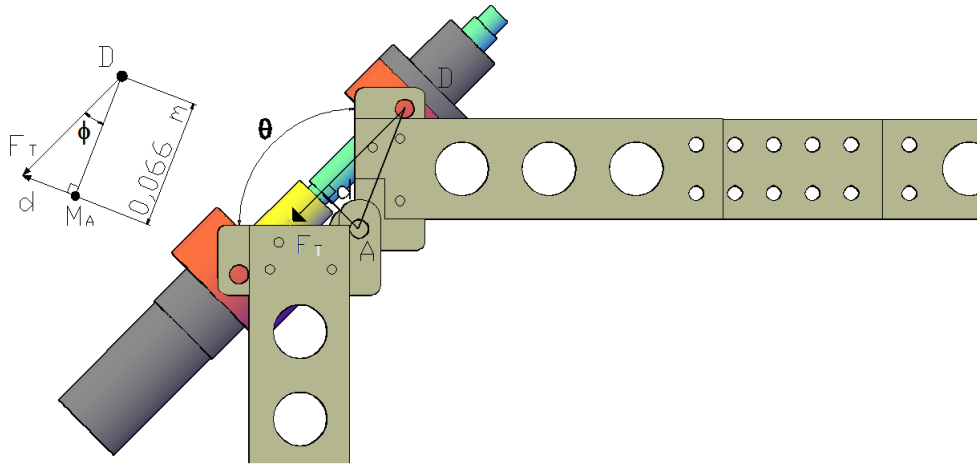


Figura 8. Diagrama de Corpo Livre para a força F_T e desenho em CAD da junta do joelho.

A Equação 4 mostra a relação matemática entre F_T , M_A e d e a Fig. 9 mostra o valor de F_T em função de θ .

$$F_T = \frac{M_A}{d} = \frac{(F_1 + 2 \cdot F_2) \cdot \frac{AC}{2} \cdot \sin \theta}{0.066 \cdot \cos \phi} \quad (4)$$

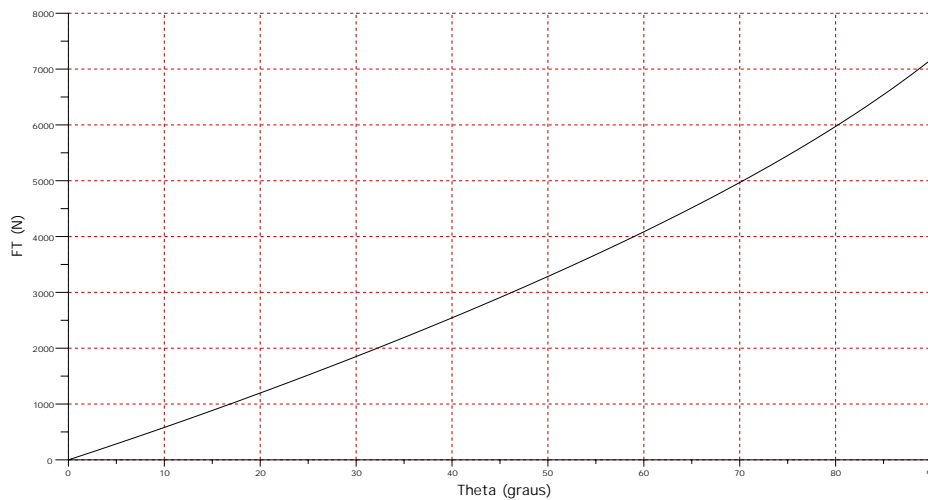


Figura 9. Variação da força de tração F_T atuando na castanha em função do ângulo da junta do joelho

O ângulo ϕ está diretamente relacionado ao θ pela seguinte relação: $\phi = \frac{40+\theta}{2}$ esta relação é devida a geometria das peças que compõem a articulação do joelho.

Com base em F_T , pode-se calcular o torque de acionamento na transformação de movimento rotativo em movimento linear utilizando a Eq. (5)

$$M_{Ta} = \frac{F_T \cdot P}{2000 \cdot \pi \cdot \eta} = \frac{F_T \cdot 5mm}{2000 \cdot \pi \cdot 0.9} \quad (5)$$

Onde M_{Ta} é o torque mínimo do motor necessário para movimentar a junta, P é o passo do parafuso e η é o rendimento do parafuso de esferas recirculantes informado pelo fabricante. A Figura 10 mostra a variação do torque do motor em função do ângulo θ .

O torque calculado pela Eq. (5), para $\theta = 90^\circ$ vale aproximadamente 6,3 N.m, com isso, o motor deve ter um torque mínimo, considerando o atrito e as demais perdas, de 7,5 N.m.

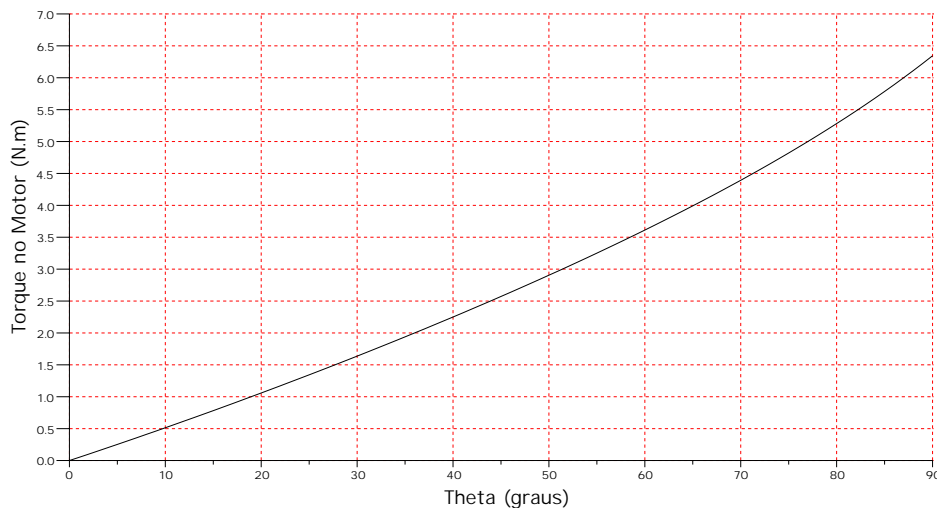


Figura 10. Variação do torque do motor M_{T_a} em função do ângulo da junta do joelho.

O torque mínimo requerido pelo motor, mostrado no gráfico da Fig. 10, prova que é possível para um motor elétrico com torque máximo de 7,5 N.m montado na forma descrita anteriormente na articulação do joelho e do quadril, movimentar a junta que está submetida ao carregamento exibido no diagrama de corpo livre da Fig. 4. Caso ele fosse acoplado diretamente ao eixo de rotação das referidas juntas, teria que ter um torque aproximadamente 31 vezes maior e rotação de 15 RPM. É praticamente impossível encontrar uma caixa de redução para se obter tal torque com uma rotação tão baixa.

Todos os cálculos apresentados até agora serviram para determinar as especificações mecânicas do atuador elétrico. Todavia, como as variáveis que determinaram a escolha do motor eram as mecânicas, as características elétricas como a tensão e a corrente foram definidas em função das mecânicas.

O motor tem as seguintes características:

- Torque máximo: 7,5 N.m
- Rotação: 640 RPM
- Tensão elétrica: 24V
- Corrente elétrica máxima: 6,25 A

As variáveis elétricas, como corrente e tensão, foram especificadas em função da disponibilidade do fabricante do motor.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o levantamento do torque exigido na articulação do joelho de uma órtese ativa para membros inferiores aplicada a pessoas com paraplegia nos membros inferiores. As articulações ativas da órtese permitem, neste estado inicial, realizar os movimentos de caminhar, sentar, levantar, subir e descer degraus carregando uma pessoa com até 60,0Kg em virtude dos atuadores serem capazes de movimentar as juntas durante esses movimentos.

O uso de órteses ativas por portadores de deficiência física, contribui para inserção dessas pessoas no mercado de trabalho, melhorando sua qualidade de vida, e diminuindo para o Estado os gastos com aposentadorias por invalidez.

Nações mais desenvolvidas e com uma expectativa de vida da população elevada, como é o caso do Japão onde espera-se que, em média, as pessoas vivam 82 anos, estão já comercializando exoesqueletos para auxiliar idosos, deficientes físicos e trabalhadores braçais Sgarbi (2008).

No Brasil, as órteses e os exoesqueletos ainda estão em fase de desenvolvimento e teste em diversos laboratórios de pesquisa Jardim and Siqueira (2008) e Araujo *et al.* (2009), e ainda não tem nenhuma previsão de quando um produto final comercializável será disponibilizado para os consumidores. Até lá resta trabalhar para desenvolver órteses com um menor preço, mais eficientes, seguras e mais acessíveis à população de um modo geral.

Promover a acessibilidade de portadores de deficiência e garantir a todos eles a inclusão social é dever do Estado e da sociedade como um todo, por isso as pesquisas em dispositivos capazes de atingir esses objetivos devem ser largamente

fomentadas em toda parte. Atualmente existem várias aplicações para os exoesqueletos e órteses ativas, desde o uso para executar exercícios de reabilitação, auxiliar a caminhada, aumentar a força de idosos e trabalhadores até aplicações militares. Mesmo com todos os benefícios apresentados, o uso desse tipo de equipamento ainda esta longe de se tornar popular e difundido em todo mundo, principalmente nos países menos desenvolvidos.

5. REFERÊNCIAS

- Araujo, M.V., Alsina, P.J., Medeiros, A.A.D., Araujo, F.M.U., Pinheiro, J.P., Domingos, E.C. and Silva, J.S., 2009. "Development of an active orthosis prototype for lower limbs". In *20th International Congress of Mechanical Engineering*. Gramado, Brazil.
- Banala, S.k., Kim, S.H., Agrawal, S.K. and Scholz, J.P., 2009. "Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (alex)". *IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 17, No. 1.
- Dollar, A.M. and Herr, H., 2008. "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art". *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, Vol. 24, No. 1, pp. 144 – 158.
- Jardim, B. and Siqueira, A.A.G., 2008. "Desenvolvimento de atuadores elásticos em série para acionamento de uma órtese tornozelo pé ativa". In *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Automática*, Juiz de Fora, MG, pp. 1 – 6.
- Kong, K. and Jeon, D., 2006. "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients". *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*.
- Mohammed, S. and Amirat, Y., 2009. "Towards intelligent lower limb wearable robots: Challenges and perspectives state of the art". In *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. Bangkok, Thailand, pp. 312 – 317.
- Mori, Y., Okada, J. and Takayama, K., 2005. "Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled "able"". In *Proceedings of IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. pp. 1176–1181.
- NASA, 1995. "Man-systems integration standards, v.i.s.3 – anthropometry and biomechanics". Technical report, NASA. [Http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm](http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm).
- Seireng, A. and Grundmann, J.G., 1981. "Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics". *Biomechanics of Medical Devices*, pp. 569–644.
- Sgarbi, L., 2008. "Roupa biônica". Technical report, Revista ISTOÉ, São Paulo, Brasil.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley-Interscience, 2nd edition.

6. DIREITOS AUTORAIS

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

DETERMINATION OF THE MINIMUM TORQUE OF DRIVE AN ELECTRIC ACTUATOR USED IN AN ACTIVE ORTHOSIS ARTICULATIONS FOR INFERIOR LIMBS

Márcio Valério de Araújo, acari@dca.ufrn.br¹

Pablo Javiel Alsina, pablo@dca.ufrn.br¹

¹ Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Departamento de Engenharia de Computação e Automação Centro de Tecnologia - CEP 59078-900 - Natal - RN - Brasil

Abstract. *This paper aims to present the torque determination of the electric actuators used to perform the movements of articulations of a intelligent active orthosis prototype for lower limbs. Orthosis is an orthopedic device with the primary goal of providing the ability to walk for people with partial or total loss of movement in the limbs. To determine the torque that acts on the knee joint was necessary to determine the kinematic, dynamic and mechanical characteristics of the prototype and was also analyzed biomechanics of the human body. The orthosis was designed to reproduce some of the human movements as walk, sit, stand, up and down stairs. The joints of the orthosis are controlled by DC motors equipped with mechanical reductions, whose purpose is to reduce rotational speed and increase the torque, thus generating smooth movements.*

Keywords: *Active Orthosis, Biomechanic, Electric Motor*