

Aplicação de Músculos Artificiais Pneumáticos em Órtese para Quadril

Área Temática de Tecnologia

Resumo

Este trabalho está inserido no desenvolvimento de tecnologias para projetos de acessibilidade, no intuito de minimizar o grau de dificuldade de um portador de deficiência física em se locomover e realizar tarefas do cotidiano. A proposta é realizar a aplicação de músculos artificiais pneumáticos em uma órtese para quadril. Foi selecionada uma paciente que apresenta déficit neuro-motor resultante de Poliomielite. Foi realizado exame clínico para prescrever a órtese adequada e para confeccionar o molde do corpo da paciente. Realizaram-se cálculos cinemáticos e dinâmicos para simulação do mecanismo. Foi desenvolvido um sistema para o controle da compressão e descompressão do músculo pneumático, utilizando o sinal mioelétrico remanescente do músculo da própria paciente. Este sinal é captado por meio de dois eletrodos e é modulado de forma a fazer o controle do músculo.

Autores

Claysson B. Vimieiro
Breno G. Nascimento
Henrique R. Martins
Danilo A. P. Nagem
Marcos Pinotti

Instituição

Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

Palavras-chave: músculo artificial; bioengenharia; reabilitação

Introdução e objetivo

O primeiro dispositivo com o nome de músculo artificial de McKibben foi desenvolvido em 1950, contendo um tubo que se expande cercado por cordas entrelaçadas (CHOU, 1996). O músculo artificial de McKibben sofre compressão (no sentido longitudinal) quando é pressurizado, ao contrário dos outros atuadores que se expandem. Isto se deve às suas características de construção. Hoje, devidos aos diferentes materiais utilizados para o tubo interna e a malha externa, eles são utilizados, deste áreas industriais até na fisioterapia para a reabilitação de pacientes.

O presente trabalho visa à aplicação de um novo conceito de Tecnologia Assistiva. Denomina-se Tecnologia Assistiva qualquer item, peça de equipamento ou sistema de produtos, adquirido comercialmente ou desenvolvido artesanalmente, produzido em série, modificado ou feito sob medida, que é usado para aumentar, manter ou melhorar habilidades de pessoas com limitações funcionais, sejam físicas ou sensoriais. Para se estudar os movimentos humanos é necessário estudar a biomecânica do movimento.

Utilizaram-se alguns princípios biomecânicos que segundo HALL (1991) é a aplicação das leis físicas e matemáticas a sistemas biológicos. Isto possibilita a análise do comportamento dos movimentos humanos.

Pacientes usuários de próteses e órteses têm se beneficiado com o advento de estudos na engenharia (mecânica, elétrica, controle e automação) juntamente com as pesquisas feitas pela ciência da reabilitação (fisioterapia e terapia ocupacional). Estas equipes vêm

trabalhando de forma integrada através de grupos multidisciplinares que desenvolvem equipamentos para auxiliar os deficientes a terem maior independência melhorando assim a qualidade de vida destes indivíduos. Assim, com o avanço da tecnologia foi possível desenvolver um sistema pneumático que pode ser utilizado para produzir movimento com o uso do músculo artificial pneumático de McKibben.

Com o propósito de atender as necessidades de pessoas que apresentam perda parcial e/ou total dos movimentos dos membros inferiores, resultante de lesões traumáticas e/ou seqüelas motoras, este trabalho tem como objetivo a aplicação de músculos artificiais pneumáticos em uma órtese para quadril. Estes indivíduos poderão utilizar este mecanismo como meio de auxílio para deambulação, aumentando assim, sua independência para locomoção, o que possibilita melhores condições para realizar suas atividades de vida diária.

Metodologia

Foi desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (NAGEM, 2002), um músculo artificial pneumático composto por um tubo interno de látex que se expande com a injeção de ar comprimido, cercado por uma malha externa entrelaçada responsável pela contenção do tubo interno.

Para a montagem do músculo utiliza-se um sistema de fixação já conhecido no mercado e utilizado em sistemas pneumáticos com conectores e anilhas. Estes conectores possuem um tubo interno rígido onde o tubo de látex do músculo se encaixa. Tal conector possui um sistema que direciona a anilha fixando a malha externa sobre o tubo do conector. Conecta-se então, o tubo de látex ao tubo rígido do conector e monta-se o sistema de conexão. (NAGEM, 2002). Ao se injetar ar comprimido, o músculo pneumático se expande no sentido radial aumentando seu raio e se contrai no sentido axial diminuindo seu comprimento.

O percentual de encurtamento esta diretamente relacionado com a pressão do ar e com a carga a qual o músculo é submetido. O aumento da carga diminui o percentual de encurtamento, assim como a diminuição da pressão do ar injetado.

O músculo artificial ao ser pressurizado aumenta o seu volume interno. Esta variação de volume é consequência da redução do seu comprimento e aumento do seu diâmetro, e isto gera o movimento de contração (encurtamento). Este movimento gera um potencial para realização de força. A intensidade da força exercida pelo músculo é proporcional à intensidade de pressão inserida.

Em uma bancada de testes, o músculo foi submetido a diversas cargas (0 a 20 kgf) e foram medidos os percentuais de encurtamento, variando-se a pressão. (0 a 7 bar).

Dentre as diversas aplicações possíveis para os músculos artificiais de McKibben, no presente trabalho, estudou-se a aplicação prática de uma órtese equipada com músculos artificiais pneumáticos em uma paciente portadora de seqüelas de Poliomielite.

O vírus da poliomielite destrói seletivamente neurônios motores da medula espinhal, do tronco cerebral causando paralisia flácida assimétrica. Segundo (PRICE, 1997), não há cura para a poliomielite, devendo todo tratamento ser suportivo. Dentro de uma epidemia por poliomielite somente 1 a 2 % dos casos terão paralisia motora. Entretanto, a paralisia não pode ser curada e somente alguns esforços podem ser feitos para restabelecimento dos movimentos.

Tal paciente apresenta perda progressiva dos movimentos do quadril e dos membros inferiores. Observa-se grande esforço realizado pela paciente para caminhar com o auxílio de muletas canadenses, gerando assim uma grande sobrecarga nos membros superiores. Pode-se definir órtese como um dispositivo exo-esquelético que, aplicado a um ou a vários segmentos do corpo, tem a finalidade de proporcionar o melhor alinhamento possível, buscando sempre a posição funcional. Adequar a órtese a uma determinada parte do corpo

auxilia na redução da fadiga, facilita a recuperação do complexo muscular e das articulações afetadas, proporcionando melhora da função remanescente.

A observação de alguns princípios biomecânicos na confecção de órteses é fundamental para promover o ajuste apropriado e reduzir o risco de lesões cutâneas e áreas de pressão. São necessários conhecimentos de patologia, fisiologia, anatomia, cinesiologia e biomecânica para a confecção e indicação correta de uma órtese. Deve existir uma pressão contínua e bem distribuída, embora não deva existir pressão sobre proeminências ósseas. Deve ser feito um modelo da órtese para cada paciente, tendo em vista que uma fôrma genérica raramente se adapta a todos.

Alguns cuidados devem ser tomados durante a fabricação da órtese para se obter um produto final de boa qualidade, sendo:

- Deve-se sempre acolchoar a órtese nas regiões que entram em contato com proeminências ósseas. A espuma utilizada deve ser trocada periodicamente para evitar o acúmulo de suor e de bactérias;
- As bordas da órtese podem ser dobradas para fora ou alargadas para evitar pressão sobre a pele do paciente;
- Se alguma região da órtese necessitar de reforço, uma peça adicional de termoplástico deve ser colocada nesta região;
- Deve-se reservar bastante tempo para a confecção da órtese e orientação do paciente;
- Deve ser realizada a monitorização pós-fabricação para evitar zonas de pressão. A pressão deve ser adequadamente distribuída. Deve-se aguardar cerca de 20 minutos após a colocação da órtese, retirá-la e observar a coloração da pele. Não deve haver vermelhidão ou marcas em nenhuma região;
- Deve ser prescrito um protocolo de tratamento explicando os períodos de utilização da órtese e intercalando seu uso com exercícios e períodos de repouso.

Foi confeccionada uma órtese composta por um cesto pélvico, com anteparo sobre a crista ilíaca, para envolver o quadril dando estabilidade e evitando que a órtese se desloque no corpo da paciente. O cesto pélvico deve ser feito em duas partes. A parte anterior que irá envolver a região do apêndice xifóide até a região supra púbica. A parte posterior que irá envolver o final da região torácica até a linha glútea. Estas partes serão unidas lateralmente por fitas de velcro.

Uma haste vertical lateral irá fazer a ligação do cesto pélvico com um apoio para a coxa ou coxal. Esta haste deve possuir uma trava para evitar o movimento de hiperextensão do quadril. Ela também deverá ser fixada em dois pontos no cesto pélvico e também no coxal, para dar rigidez e evitar rotação no ponto de fixação.

Para fabricação da órtese, foram utilizados os materiais convencionais na fabricação de qualquer órtese comum. Para o cesto pélvico e o apoio para a coxa utiliza-se o polietileno. O fecho foi confeccionado em velcro. Na haste vertical lateral utilizou-se duralumínio.

A fixação do músculo deverá ser o mais alto possível no cesto pélvico, mas sem haver nenhum incomodo a paciente, para que se tenha um melhor aproveitamento da força do músculo. Por meio do exame clínico, determinou-se uma altura de 20 cm acima da articulação do quadril. Com análise a respeito da conservação de momento, pode-se observar que a posição para fixação do músculo na coxa deve ser o mais próximo possível do joelho, pois é onde se tem o maior braço de alavanca. Como o CM do conjunto está muito próximo ao joelho, definiu-se fixar o músculo exatamente no ponto do CM do conjunto.

Para melhor analisar a biomecânica corporal, pode-se fazer uma relação entre hastes e juntas representando os segmentos corporais e as articulações respectivamente. Os manipuladores são hastes rígidas unidas por juntas ou articulações. No corpo humano, o membro inferior pode ser considerado um manipulador.

Para a determinação dos parâmetros cinemáticos e dinâmicos do mecanismo, será implementado um método computacional, tendo como dados de entrada, variáveis específicas para cada caso.

Para os parâmetros cinemáticos deve-se identificar quatro parâmetros importantes, que compõem a tabela de Denavit-Hartenberg (CRAIG, 1995), sendo:

- O comprimento da Haste (a_i);
- O ângulo de Rotação da Haste (α_i);
- A distância entre as Hastes (d_i);
- O ângulo da junta (θ_i).

Para os parâmetros dinâmicos deve-se calcular a matriz com os tensores de inércia.

O sistema de controle proposto para comandar a compressão e descompressão do músculo, utiliza o sinal mioelétrico que ainda existe no músculo da paciente. Este sistema tem como principal objetivo fazer uma interação paciente - parte mecânica, ou seja, fazer com que o músculo artificial e, por consequência a órtese, respondam a comandos provenientes do sinal mioelétrico do músculo do próprio paciente, sendo necessário que o sistema nervoso esteja preservado, possibilitando assim a captura do sinal (mV) do músculo.

Os sinais de controle provenientes de sensores que convertem as forças musculares por intermédio de cabos ou hastes não proporcionam ao paciente movimentos naturais ou são métodos invasivos, dependentes de cirurgias, como a cineplastia. Estes métodos também não proporcionam sinais que possam ser processados, extraindo mais de uma informação como os SMEs. Isto se torna útil quando se deseja obter mais de um movimento usando-se apenas um sensor.

Resultados e discussão

Foram realizados cálculos dos parâmetros cinemáticos e dinâmicos possibilitando estudar a órtese como uma simulação de um mecanismo robótico. Também foram realizados cálculos para se determinar a melhor posição para fixação do músculo artificial na órtese, de modo que se obtenha um melhor rendimento.

Com o modelo cinemático pôde-se determinar a matriz geral de transformação, que permite obter a posição exata do mecanismo em qualquer situação pré-determinada, fornecendo-se os valores dos ângulos de cada junta (CRAIG, 1995).

Para os cálculos dos tensores de inércia, foram necessárias aproximações para as geometrias dos membros inferiores. A princípio, seria usada a geometria de um cilindro para simular os membros, mas para uma aproximação mais realista utilizou-se a geometria de um tronco de cone. Por meio do exame clínico, foi obtido o diâmetro aproximado nas extremidades de cada parte (coxa, perna e pé) e então, desenharam-se os sólidos no software *Solidworks*, onde foram realizados os cálculos da matriz de inércia.

Os cálculos dinâmicos geraram resultados para os coeficientes de inércia, da força de Coriolis, da força centrífuga, os termos de gravidade e de perturbação (CRAIG, 1995). Cada parâmetro se refere a determinada característica de funcionamento do mecanismo. O termo de perturbação não foi apresentado por não ser relevante na análise.

O número de operações e equações utilizadas pelo programa para solucionar o modelo cinemático foi de 67, envolvendo 42 equações. Já para o modelo dinâmico, o programa realizou um total de 822 operações, envolvendo 262 equações.

Nos cálculos para determinação do ponto de aplicação do músculo foram avaliadas as posições, inicial e final do membro da paciente durante a marcha. Para a posição inicial o músculo precisa fazer uma força de 15,4 Kgf para levantar o membro.

$$\sum M = 0 \therefore (P * \text{sen}20^\circ) * x_i - (F_m * \text{sen}14^\circ) * x_i = 0 \dots\dots\dots(1)$$

$$F_m = \frac{(10,92 * \text{sen} 20^\circ) * 35,09}{\text{sen}14^\circ * 35,09} = 15,4(\pm 0,25) \text{kgf} \dots\dots\dots(2)$$

Na posição final, o músculo precisa fazer uma força de 19,6 Kgf para levantar o membro.

$$\sum M = 0 \therefore (P * \text{sen}40^\circ) * x_i - (F_m * \text{sen}21^\circ) * x_i = 0 \dots\dots\dots(3)$$

$$F_m = \frac{(10,92 * \text{sen} 40^\circ) * 35,09}{\text{sen} 21^\circ * 35,09} = 19,6(\pm 0,25) \text{kgf} \dots\dots\dots(4)$$

Foram utilizados dois músculos na órtese para aumentar a sua eficiência, onde cada músculo exerceu metade da força. Como cada músculo é capaz de levantar até 20 Kg, os dois juntos levantam até 40 Kg. Logo, para a pior situação onde a força necessária é de 19,6 Kg, cada músculo levantou 9,8 Kg.

Para a posição inicial tem-se um comprimento de 52,0 cm para o músculo e para a posição final o comprimento cai para 48,3 cm. Isto resulta em um encurtamento de 3,7 cm que equivale a 7,15% do comprimento total do músculo. Com este percentual de encurtamento, constata-se que o músculo é capaz de erguer o membro da paciente o suficiente para ela caminhar sem arrastar o pé no chão.

Este movimento realizado pela órtese tem a função de produzir uma flexão no quadril da paciente de aproximadamente 20°, para que ela possa deambular sem arrastar o pé no chão.

O sistema de controle do músculo artificial utiliza o sinal mioelétrico remanescente do músculo da própria paciente. Este sinal é captado por meio de dois eletrodos separados por menos de dois centímetros, que detectam a diferença de potencial (d.d.p) existente entre seus terminais no momento em que o músculo exerce alguma atividade, e envia este sinal para uma pré-amplificação realizada por um amplificador diferencial com um alto valor de CMRR (taxa rejeição de modo comum). Feito isso, o sinal remanescente é submetido a um filtro analógico (NILSSON, 1999) para minimizar os harmônicos que tenham frequência acima de 500 Hz, porque os sinais com frequências maiores que esta não correspondem a sinais mioelétricos.

Em seguida, o sinal é submetido a uma nova amplificação (TEXAS, 2004). No entanto, esta segunda amplificação será ajustada de acordo com as necessidades provenientes da deficiência do paciente. Então, o sinal é demodulado (SEDRA, 2000), para enfim ser transformado em um sinal binário após passar por um comparador de tensão (SEDRA, 2000), onde a lógica binária 1 (10 Volts) significará “contração muscular” e a lógica binária 0 (0 Volts) significará “relaxamento muscular”.

Como a potência do sinal mioelétrico é muito baixa, sendo esta de alguns micro-watts, deve-se ainda amplificar a corrente do sinal de saída, por meio de um amplificador Darlington (SEDRA, 2000), para, só então, o mesmo ser capaz de ativar a válvula pneumática que controla o fluxo de ar dentro do músculo artificial.

Após obter a autorização do Comitê de Ética em Pesquisa serão realizados testes de marcha para se observar o resultado do uso do exoesqueleto. Inicialmente será utilizado o protocolo de Tinetti (1986) para auxiliar esta análise.

O protocolo tem como objetivo testar a marcha da paciente. A Tabela 1 mostra as atividades a serem realizadas para a avaliação de marcha.

Tabela 1 – Protocolo de Tinetti (1986).

a) Início	d) Continuidade do passo
0 - hesita/tentativas	0 - não
1 - não hesita	1 - sim
.....
b) Comprimento/altura	e) Direção
Pé direito	0 - marcado desvio
0 - não passa da posição	1 - desvio leve/moderado/com apoio
1 - passa da posição	2 - sem apoio
.....
0 - encosta no chão	f) Tronco
1 - não encosta no chão	0 - oscila/com apoio
.....	1 - flexão de joelhos ou costas/abertura de braços
Pé esquerdo	2 - sem oscilação/flexão ou abertura
0 - não passa da posição
1 - passa da posição	g) No andar
.....	0 - tornozelos separados
0 - encosta no chão	1 - tornozelos quase se tocam
1 - não encosta no chão
.....	Total da marcha ____/12
c) Simetria do passo
0 - comprimento diferente
1 - comprimento igual

Conclusões

Foi possível determinar todos os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do movimento do membro inferior para a paciente e determinar o ponto de fixação para o músculo.

O sistema de controle do músculo mostrou-se capaz de captar o sinal mioelétrico do músculo da paciente, amplificá-lo e modulá-lo de forma a ser utilizado no comando da compressão e descompressão do músculo artificial.

Referências bibliográficas

- CHOU, C.P.; HANNAFORD, B., **Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles**. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, pp. 90-102, Feb. 1996.
- CRAIG, J.J., **Introduction to Robotics**, Mechanics and Control, Second Edition, Addison-Wesley Publishing Company, vol 1, 69-226, 1995.
- HALL, S. J., **Basic Biomechanics**, Editora McGraw-Hill Education - Europe, Vol 1, 511p, 1991.
- NAGEM, D.A.P., **Desenvolvimento e teste de desempenho do músculo artificial de Mckibben**, Trabalho de graduação, Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG, 66p, 2002.
- NILSSON, J. W. ; RIEDEL, S. A., **Circuitos Elétricos**, Quinta Edição, LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., vol. Único, p.369 – 373, 1999.
- PRICE, C., **Poliomielite** , 1ª ed. 2307p, 1997.
- SEDRA, A. S. ; SMITH, K.C. , **Microeletrônica**, Quarta Edição, MAKRON Books Ltda, vol único, p.587 – 788, p.178 – 184, p.718-719, 2000.
- TEXAS INSTRUMENT, **“TL071 – Low-Noise, JFET – Input Operacional Amplifiers Datasheet”**, p.9, Setembro 1978 - Revisado Abril 2004.
- TINETTI, M.E., **Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients**, The journal of the american geriatric society. V.34, p.119-26, 1986.