



Dispositivo ortopédico para auxílio na caminhada de portadores de hemiplegia

DOI: 10.56238/isevjhv1n4-007
Recebimento dos originais: 25/11/2022
Aceitação para publicação: 31/12/2022

Lucas de Araújo Wanderley Romeiro
Mestre em Engenharia Industrial; UFBA
lucas_romeiro@hotmail.com

Bruno Soares Rabelo
Eng. de Controle e Automação; Unifacs
brunorabelo@vitaesolucoes.com.br

Bruno Eurico Ferreira Guimarães Cavalcanti
Eng. de Controle e Automação; Unifacs
brunocavalcanti@vitaesolucoes.com.br

RESUMO

O mercado brasileiro de reabilitação sofre dois grandes problemas, a estagnação de desenvolvimento de produtos na área e o alto custo para importar equipamentos relacionados. Os dados referentes à portadores de deficiência são alarmantes. Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), existem cerca de 610 milhões de pessoas no mundo com alguma deficiência. No Brasil, em 2000, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) existiam 24,6 milhões de portadores de deficiência, cerca de 14,5% da população na época (Febraban, 2006). Nos Estados Unidos o custo apenas com o Acidente Vascular Cerebral (AVC) aumentou de 40,9 bilhões de dólares em 1997, para 208 bilhões no ano de 2000. Além disso, segundo dados do National Center for Health Statistics, uma internação por AVC em hospitais dos Estados Unidos leva seis dias e custa US\$ 4408,00 em média, sendo 7% desse valor referente a reabilitação (Neves, et al., 2002).

Palavras-chave: Dispositivo ortopédico, Hemiplegia, PCD.

1 INTRODUÇÃO

O mercado brasileiro de reabilitação sofre dois grandes problemas, a estagnação de desenvolvimento de produtos na área e o alto custo para importar equipamentos relacionados.

Os dados referentes à portadores de deficiência são alarmantes. Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), existem cerca de 610 milhões de pessoas no mundo com alguma deficiência. No Brasil, em 2000, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) existiam 24,6 milhões de portadores de deficiência, cerca de 14,5% da população na época (Febraban, 2006). Nos Estados Unidos o custo apenas com o Acidente Vascular Cerebral (AVC) aumentou de 40,9 bilhões de dólares em 1997, para 208 bilhões no ano de 2000. Além disso, segundo dados do National Center for Health Statistics, uma internação por AVC em hospitais dos Estados Unidos leva seis dias e custa US\$ 4408,00 em média, sendo 7% desse valor referente a reabilitação (Neves, et al., 2002).

Segundo pesquisas da rede SARAH de Hospitais, em apenas seis meses (período de 01/01/2009 a 30/06/2009) os Acidentes de Trânsito foram responsáveis por 799 internações apenas nos hospitais da rede SARAH de Brasília, Salvador, Belo Horizonte e São Luís. Os acidentes de trânsito encontram-se na primeira categoria e representam as principais causas de internação no Sistema Único de Saúde (SUS) utilizando-se de aproximadamente 30% da verba destinada pelo Ministério da Saúde às vítimas de causas externas, correspondentes a R\$105 milhões por ano (Ministério da Saúde, 2003).

A eletroestimulação funcional (FES) é uma técnica que consiste na produção de contração por meio de pulsos elétricos no neurônio motor. Ele é despolarizado, produzindo assim uma contração eficiente. Vale ressaltar que o objetivo do dispositivo não é eliminar a fadiga muscular, visto que é um processo natural da musculatura, mas diminuí-la o máximo possível.

Com a criação de um processo onde todos os parâmetros necessários serão automaticamente configurados, de acordo com os dados capturados pelos sensores, o tratamento será simplificado e o estímulo será fornecido sob demanda, ou seja, o paciente só terá a estimulação quando necessitar realizar algum movimento.

Além do problema da fadiga muscular, o dispositivo solucionará o problema de locomoção aos consultórios para um paciente que sofre de paralisia. Com o uso do sistema, será possível realizar o tratamento em seu cotidiano e todos os dados coletados serão enviados automaticamente pelo módulo sem fio presente no produto, possibilitando ao profissional de saúde acompanhar em tempo real o quadro do paciente. Com o avanço do quadro, o paciente poderá utilizar o dispositivo durante uma caminhada, por exemplo. O profissional é imprescindível no acompanhamento do paciente, pois a localização dos eletrodos e a intensidade do estímulo será definida a partir do primeiro diagnóstico.

É bastante comum a confusão dos termos órteses e próteses. Próteses são dispositivos que substituem completamente algum membro perdido por amputação ou deficiência congênita. As órteses, diferentemente das próteses, auxiliam algum membro portador de deficiência ou com apenas uma lesão temporária. Neste artigo será demonstrado o projeto de uma órtese robótica que utiliza de eletroestimulação funcional para o tratamento de pacientes portadores de deficiência em membros inferiores.

Com o avanço tecnológico, principalmente nas áreas de engenharia, a caracterização das órteses foi mudando com o passar do tempo. Além de uma mudança considerável, os fatores tecnológicos ocasionaram um rápido crescimento no número de alterações e criações envolvendo órteses. Novas habilidades de engenharia e a descoberta de novos materiais, em destaque os poliméricos, contribuíram de forma expressiva neste avanço.

Dentre as diversas tipologias de órteses, as mecânicas se destacam em número, porém serão aqui abordadas as órteses robóticas. Com o avanço tecnológico adquirido até então, muitos obstáculos presentes na robótica foram ultrapassados ou minimizados. A fabricação de dispositivos elétricos e

mecânicos mais otimizados aumentou, possibilitando assim um avanço robótico cada vez maior. Este fenômeno possibilitou a criação de robôs que possuam tato, visão, audição e voz, mas apesar de todo este aparato ainda são máquinas limitadas se comparadas ao funcionamento do corpo humano.

2 OBJETIVOS

A concepção de um dispositivo capaz de detectar e controlar algumas variáveis da caminhada do paciente como, intensidade, velocidade, aceleração instantânea e até mesmo a inclinação do membro motor. A partir de um sensor localizado na sola do pé do paciente, o sistema será capaz de detectar o padrão, intensidade e velocidade da pisada. Com estes dados será possível identificar o momento exato da tentativa de caminhada e atuar para que seja feita da forma mais segura e precisa possível. Este sensor se assemelha muito a um botão que possa detectar a variação do seu acionamento, ou seja, um sensor de pressão. Faz-se necessário o controle de outras variáveis para garantir precisão e confiabilidade no funcionamento do sistema. Aceleração e inclinação do membro em relação ao solo são dados de suma importância para que possíveis consequências da disfunção motora como desequilíbrio e retardo no movimento sejam corrigidos.

O histórico de dados será armazenado no próprio dispositivo e assim que o paciente conectar o dispositivo a internet estes serão automaticamente enviados para a base de dados. Assim o profissional que estiver acompanhando o caso poderá visualizar através de gráficos e relatórios o avanço ou regresso no quadro do paciente. Isto ajudará não apenas o profissional que terá maior facilidade e precisão no diagnóstico do paciente, mas também o deficiente que naturalmente tem muita dificuldade com deslocamento até as clínicas e deixará de ir tantas vezes apenas para o profissional coletar informações para acompanhamento do quadro.

O histórico de dados será lido através de um software para computador que acompanhará a versão do produto que será vendida apenas para as clínicas. Neste mesmo programa o profissional de saúde poderá não apenas ler os dados gerados pelo dispositivo como também configurar o dispositivo remotamente utilizando telemetria, ou seja, o paciente não terá acesso ao software de configuração evitando assim problemas na parametrização e consequências no tratamento.

Um ponto importante a mencionar é a estrutura física do dispositivo, um aparelho como este necessariamente deve ser de fácil instalação frente à dificuldade de coordenação motora do deficiente. O dispositivo é instalado abaixo do joelho na região da panturrilha, local escolhido estrategicamente, pois é onde está localizado a maioria dos músculos responsáveis pelos movimentos que foram afetados. A instalação do produto no paciente poderá ser feita com apenas uma das mãos, facilitando as vítimas de AVC, por exemplo, que perdem total ou parcialmente o movimento de um dos lados do corpo. Estudos de ergonomia estão sendo realizados, pois conforto é uma das preocupações, visto que o paciente utilizará o aparelho no seu dia a dia.

O foco deste estudo está em torno dos grupos musculares responsáveis pelo movimento humano. Denominados de músculos esqueléticos, são controlados pelo sistema nervoso central de forma voluntária. Responsáveis não apenas pela locomoção, mas também, por todos os movimentos finos de cada membro, postura e estabilidade das articulações, portanto, uma disfunção muscular não acarreta problemas apenas locomotivos, mas também problemas de postura e estabilidade (Hamill & Knutzen, 2008).

3 METODOLOGIA

Apesar de boa parte das pesquisas para tratamentos de paraplegia e outras disfunções motoras estarem voltadas a utilização de células tronco, a Estimulação Elétrica Neuro Muscular (EENM) é um método muito difundido em meio clínico para tratamento de portadores de deficiência física. Estes pacientes geralmente são provenientes de sequelas adquiridas a partir de um acidente medular, acidentes vasculares encefálicos ou cerebrais, traumatismos crânio encefálicos, paralisia cerebral, dentre outros.

Esta técnica vem acompanhada de outros sub-objetivos como a reeducação muscular, prevenção de atrofia, redução temporária da espasticidade e redução das contraturas e edemas, além de melhorar o condicionamento cardiorrespiratório que muitas vezes é prejudicado por conta do sedentarismo forçado causado pela incapacidade ou prejuízo nas chamadas AVD's, Atividades da Vida Diária. (VILLAR, 1997).

A utilização da Eletroestimulação de forma funcional exige cuidados com um fenômeno natural chamado fadiga muscular. A fadiga muscular é proveniente do esforço muscular excessivo. Apesar da causa ser fisiológica, a boa configuração e um bom projeto de um estimulador elétrico são fatores fundamentais para que a exaustão muscular seja evitada ao máximo. Frente a este obstáculo, serão abordados os principais pontos que, dada a devida importância, caracterizam uma boa eletroestimulação funcional.

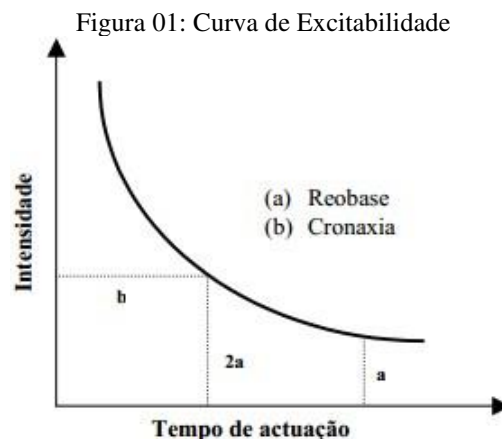
O ajuste de alguns parâmetros e características do estímulo elétrico chama-se modulação. Esta modulação pode ser feita através da modificação de parâmetros como amplitude, frequência e formato de onda, rampas de subida e descida, duração (largura) de pulso, ciclo (duty cycle), entre outros.

Estes parâmetros darão características ao estímulo elétrico, porém a reação do músculo à este estímulo elétrico, também chamada de excitabilidade muscular, varia de paciente para paciente, sendo necessário um estudo particular. Tendo em vista a complexidade e a demanda de tempo necessária para realizar testes em cada paciente, alguns estudos estatísticos (SPSS – Statistical Package for the Social Sciences™) (RONDELLI, 2008) demonstram valores médios destes parâmetros, permitindo a realização de apenas o ajuste fino no paciente final.

Um estímulo elétrico depende basicamente de sua intensidade e do tempo de exposição (Coelho & Moreira, 2001). Em 1909 um filósofo francês chamado Louis Lapicque, definiu os dois parâmetros

fundamentais da excitabilidade muscular, a reobase e a cronaxia (LOPES, 2004). A Reobase define o valor da intensidade do menor estímulo elétrico capaz de gerar uma reação muscular. A Cronaxia faz referencia ao tempo de exposição de um estímulo. Tipicamente a cronaxia é definida sendo 2 vezes a reobase, para se obter alguma resposta do musculo (Coelho & Moreira, 2001).

Cada nervo ou músculo possui valores de Cronaxia diferentes, o que mostra que cada músculo necessitará de um tempo de exposição específico para realizar uma contração. A medida que o valor da Cronaxia muscular é superado, a contração será cada vez mais forte. A Figura 5 mostra uma curva Intensidade x Tempo de Atuação e a relação Reobase x Cronaxia.



Fonte: (Coelho & Moreira, 2001)

Para a prototipagem do dispositivo proposto neste trabalho, foram realizadas visitas a clínicas de reabilitação fisioterapêuticas, e lá foram coletados parâmetros dos dispositivos de eletroestimulação, aplicados em membros inferiores. Foram coletados dados utilizados em diversos pacientes e testados também na equipe técnica. Para ter uma análise mais precisa foi utilizado um osciloscópio analógico, que permitiu visualizar precisamente o formato de onda, níveis de tensão e a frequência do estímulo.

Uma das consequências de uma estimulação elétrica não eficiente é a fadiga muscular. Este é um fenômeno natural, mas existem estudos que projetam manobras para o retardo deste efeito. As causas deste obstáculo estão diretamente ligadas à demanda de exercício muscular realizado por determinada fibra, por tanto uma contração não eficiente acarreta maior esforço muscular e assim uma aceleração no processo de fadiga. Em se tratando de estimulação elétrica, o movimento muscular não é gerado com apenas um pulso elétrico, se faz necessária séries de estímulos, com certa periodicidade, consecutivos e com uma frequência de repetição específica. A sequência de estímulos elétricos é também chamada de trem de pulsos (BRAZ, 2003).

Um fator relevante e que deve ser observado com muita atenção é o intervalo entre os trens de pulsos, pois o músculo necessita de um tempo de repouso para que haja o condicionamento muscular

e/ou para dar tempo necessário entre a contração e descontração muscular, gerando assim movimentos úteis à locomoção.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

As articulações dos membros inferiores do corpo humano têm estrutura semelhante a articulações esféricas, por este motivo é notável dois graus de liberdade de movimento. Apesar desta característica, os movimentos mais significantes são flexão e extensão presentes em todo o movimento de marcha (Hamill & Knutzen, 2008). Devido a este fato, é possível considerar apenas um dos dois graus de liberdade presentes nas articulações, simplificando assim o processo de modelagem do movimento da marcha humana (Quevedo, 2011).

Assim como o estudo de (Quevedo, 2011), este dispositivo terá sua fase de protótipo baseada em medidas coletadas em indivíduos a fim de facilitar os testes a serem realizados. Ao chegar a fase de produção será realizado um estudo estatístico a fim de avaliar as principais incidências antropomórficas e se for o caso criar tamanhos diferenciados de acordo com os grupos estatísticos mais expressivos.

5 CONCLUSÕES

Com o passar dos anos e com a evolução da tecnologia, o ser humano vem buscando cada vez mais a melhoria de vida. Acessibilidade é um tema que merece bastante atenção e respeito, atualmente vemos total descaso do Brasil com as carências das pessoas que possuem alguma necessidade especial. O desenvolvimento tecnológico voltado para soluções deste tipo contribui não apenas com as pessoas que possuem alguma deficiência, como também geram resultados positivos para o país, reduzindo a parcela inativa, por invalidez, da população.

Este estudo tem como objetivo, mostrar que é possível desenvolver tecnologia voltada para acessibilidade de forma simples e barata. Demonstrar que um produto de alta tecnologia pode ser desenvolvido dentro do Brasil para beneficiar os brasileiros. E que este produto além de ser viável tecnologicamente é viável econômica e comercialmente e tem um público alvo carente desesperado por novas oportunidades de melhoria de vida. O dispositivo alvo deste estudo está em fase de protótipo para prova de conceito,

as pesquisas estão sendo intensificadas a fim de obter uma versão final e estável, para ser testada, certificada e produzida em escala para fins de comercialização.



REFERÊNCIAS

- Braz, G. P. (2003). Sistema de eletroestimulação informatizado para o tratamento da dor e para a reabilitação neuromuscular.
- Coelho, T. H., & Moreira, A. L. (2001). FISILOGIA DAS MEMBRANAS CELULARES.
- Febraban. (2006). População com deficiência no Brasil, fatos e percepções. São Paulo: Febraban - Federação Brasileira de Bancos.
- Hamill, J., & Knutzen, M. K. (2008). Bases Biomecânicas do Movimento Humano (2 ed.). Manole.
- Lopes, C. L. (2010). Estudo sobre a eficácia da eletroestimulação neuromuscular de média frequência na hipotrofia muscular glútea em mulheres jovens. 2004.
- Neves, A. C., Marcia, F. M., de Jesus, P. A., Clélia, F. M., Moura, R. d., Fontes, S. V., et al. (2002). Custos do Paciente com Acidente Vascular Cerebral no Setor de Emergência do Hospital São Paulo
- Quevedo, A. J. (2011). Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro Inferior com Deficiência Parcial.
- Rondelli, R. R. (2008). Intensidade constante ou ajustável de corrente elétrica não elicita diferentes níveis de fadiga do músculo quadríceps femoral durante sessões de estimulação elétrica neuromuscular em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica leve- moderada.