



AVALIAÇÃO DA SIMETRIA DE ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE O GESTO DE PROPULSÃO E NÍVEL DE FORÇA BILATERAL EM TESTE DE CIVM DE UM CADEIRANTE – UM ESTUDO DE CASO

Thiago Gomes Cardoso^[0000-0001-7366-667X], Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG), thiagocardoso@cefetmg.br
Cleudmar Amaral de Araújo^[0000-0002-1529-7172], Universidade Federal de Uberlândia (UFU), cleudmar.araujo@ufu.br
Gilmar da Cunha Sousa^[0000-0002-0189-5673], Universidade Federal de Uberlândia (UFU), gilmar@ufu.br
Márcio Peres de Souza^[0000-0002-3655-5791], Universidade Federal de Uberlândia (UFU), marcioperes@ufu.br
André Luís de Faria^[0000-0002-4316-2267], Universidade Federal de Uberlândia (UFU), andreluisdef@gmail.com

Resumo. É comum entre os usuários de cadeiras de rodas relatos de dores decorrentes do uso repetitivo de membros superiores; fato que afeta diretamente sua qualidade de vida. Diante disso, são recomendadas rotinas de fortalecimento muscular, as quais têm baixa adesão pelo público cadeirante principalmente pela baixa oferta de equipamentos específicos. Para se desenvolver tais equipamentos, é preciso o levantamento de parâmetros e variáveis relacionados com as atividades musculares desse público, compreendendo a atividade dos músculos envolvidos no gesto motor de propulsão. O objetivo deste trabalho foi avaliar as atividades elétricas de alguns músculos envolvidos no processo de propulsão bilateralmente e monitorar o valor de força em CIVM de um voluntário. Após as avaliações, foi constatada uma alta assimetria em relação à atividade muscular nos lados direito e esquerdo a qual pode ser resultado de uma diferença de níveis de força entre os lados direito e esquerdo.

Palavras chave: Eletromiografia. Cadeirante. Treinamento Resistido. Avaliação Física. CIVM.

1. INTRODUÇÃO

Quando o nível de qualidade de vida é analisado em pessoas com deficiência, mais especificamente em pessoas com lesão medular, tal indicador se mostra crítico quando comparado à pessoas sem deficiência (Westgren; Levi, 1998). Um grande fator impactante nesse resultado são as dores crônicas decorrentes dos estágios iniciais da lesão as quais, segundo (Zanca et al., 2013), 50% a 90% dos pacientes em processo de reabilitação sofrem com dores no início do processo de reabilitação.

Somadas às dores crônicas, as decorrentes do uso repetitivo dos membros superiores também estão entre as que impactam negativamente os indicadores de qualidade de vida e bem estar do público cadeirante (Boninger et al., 2005). Dentre os acometimentos a membros superiores estão os mais comuns: síndrome do túnel do carpo, síndrome do manguito rotador e lesões no cotovelo. Em estudos desse mesmo autor, foi recomendada a adoção de exercícios de fortalecimento muscular como parte integrante da vida do cadeirante. Mas não só isso; o treinamento deverá ser progressivo, individualizado e com intensidade suficiente para aumentar força e resistência muscular, além de estimular os principais músculos envolvidos para que se evitem dores e fadiga. Além do treinamento de fortalecimento muscular, é sugerido a incorporação de atividades de flexibilidade para manter a mobilidade do músculo peitoral e movimentação da articulação do ombro normal.

Porém, a adoção de uma rotina de exercícios e aplicação de rotinas de fortalecimento muscular pelo público cadeirante é baixa (Seron; Aires De Arruda; Greguol, 2015). Estudos apontam que uma das causas da baixa adesão é, justamente, a baixa oferta de equipamentos projetados de forma a atender as necessidades específicas desse público em questão. Tais equipamentos devem, de acordo com os princípios do treinamento muscular e as especificações de (Boninger et al., 2005; Foss e Keteyian, 2000), serem compatíveis com o evento para o qual se está treinando, incluindo o sistema energético predominante, os padrões de movimento e os grupos musculares ativados durante a execução da tarefa, afetando diretamente o desempenho da prática.

Para que se inicie o projeto de tal equipamento é necessário, primeiramente, avaliar o padrão de ativação muscular em um gesto de propulsão da cadeira de rodas. De acordo com (Rankin et al., 2011), esse entendimento tem implicações importantes para o desenvolvimento de técnicas de treinamento pois ajudariam a reduzir a demanda muscular em membros superiores durante a propulsão melhorando os resultados da reabilitação. Por esse motivo, esses autores, por meio de simulação dinâmica do gesto motor de propulsão de uma cadeira de rodas, buscaram estabelecer como os músculos individuais entregam, absorvem e / ou transferem energia mecânica durante a tarefa. Os resultados apontaram grande participação dos músculos do ombro (principalmente durante o primeiro terço da fase de impulsão do aro) e os músculos braquioradial e tríceps cabeça longa, no início da fase de recuperação. Porém, o estudo ressalta que essa condição foi testada unilateralmente pressupondo-se que as diferenças na função muscular provavelmente são pequenas.

Diante desses fatos, buscou-se avaliar a ativação muscular de músculos selecionados de um cadeirante durante o gesto motor de propulsão de uma cadeira de rodas bilateralmente utilizando-se, para tal, a eletromiografia (EMG) e avaliar,

ainda, se essa atividade é simétrica ou não. Além dos dados de eletromiografia, foi efetuado um teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para se verificar possíveis diferenças nos níveis de força entre dos dois braços do voluntário para, em caso de desbalanço da atividade eletromiografica, indicar uma possível causa.

2. METODOLOGIA

2.1. Coleta de dados de EMG

O sinal eletromiográfico (EMG) é proveniente da despolarização das membranas das células musculares o qual se manifesta como um potencial de ação da unidade motora. Ele permite registrar o comportamento da atividade muscular durante um determinado movimento ou esforço (Ocarino et al., 2005). De acordo com (Silva, 2009), a EMG é uma das principais ferramentas para análise da ativação muscular.

Utilizando-se a técnica da EMG foram selecionados para análise os músculos do ombro deltoide parte acromial direito (DAD) e esquerdo (DAE), deltoide parte clavicular direito (DCD) e deltoide parte clavicular esquerdo (DCE); os músculos flexores do cotovelo tríceps braquial cabeça longa direito (TRD) e esquerdo (TRE), braquiorradial direito (BRD) e esquerdo (BRE) tendo em vista os estudos de (Rankin et al., 2011). Para a coleta de dados, foi utilizado um eletromiógrafo (EMG System do Brasil Ltda) de 12 canais modelo EMG1232WF com transmissão de dados via wi-fi, 16 bits de resolução e trigger externo luminoso. A taxa de amostragem foi configurada em 2000 Hz. Para a análise dos resultados, os arquivos foram exportados sendo aplicado um filtro passa banda de 20-500 Hz aos dados, de acordo com recomendações (Delsys, 1996).

Os eletrodos utilizados foram de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata) descartáveis da marca 3M®, passivos que foram acoplados a um adesivo com Gel Sólido (hidrogel) condutor e aplicados sobre a pele após limpeza com álcool 70% e tricotomia. Foi utilizado, também um eletrodo de referência fixado sobre o manúbrio do osso esterno, com a finalidade de diminuir o efeito de interferências eletromagnéticas e outros ruídos de aquisição do sinal eletromiográfico. A Fig. 1 apresenta o posicionamento dos eletrodos no voluntário de acordo com as recomendações do SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of muscles).

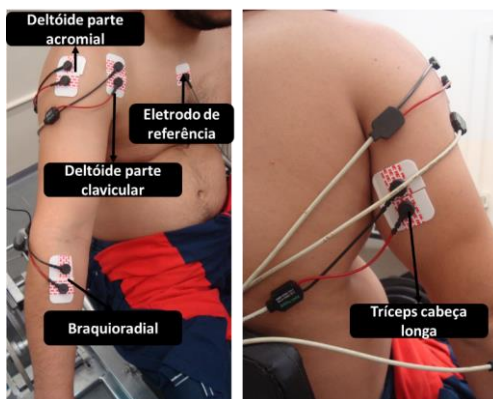


Figura 1 - Posicionamento dos eletrodos de superfície nos locais recomendados pelo SENIAM (Fonte: o autor)

Para a coleta dos dados, foi selecionado um voluntário seguindo-se protocolo de comitê de ética aprovado sob o número CAAE 82185617.2.0000.5152. Foi projetado e construído um equipamento que permite simular a propulsão da cadeira de rodas com possibilidade de, ainda, impor uma determinada resistência ao movimento.

2.2. Configuração dos testes para a aquisição dos dados e monitoramento da CIVM

Para a avaliação da EMG dos músculos previamente selecionados, foi utilizado um dispositivo previamente projetado e construído. Um semi-aro é acoplado à uma estrutura similar a uma cadeira de rodas que possui um sistema de carga do tipo came e mola e oferece resistência ao movimento, tanto na fase de impulsão quanto na de recuperação. A fig.2 abaixo apresenta uma vista do posicionamento do aro de propulsão utilizado para o teste.

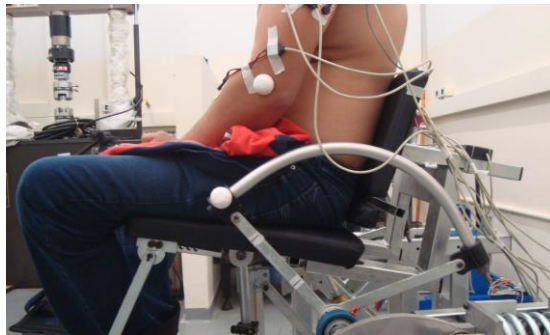


Figura 2 –Posicionamento do aro de propulsão para a coleta de dados de EMG durante o movimento de propulsão (Fonte: o autor)

Em relação ao ritmo de propulsão, estudos de (Forte et al., 2016) apontam ritmos de 32 a 86 propulsões por minuto; enquanto que (Sawatzky et al., 2015) apontam um ritmo de 60 propulsões por minuto como o recomendado para o bom desenvolvimento de atividades diárias do cadeirante. Dessa forma, este estudo considerou os ritmos de 32, 60 e 86 propulsões por minuto impostas ao aro que foram controlados por um metrônomo. Foi requisitado ao voluntário que efetuasse o movimento de propulsão em sua máxima velocidade que foi monitorada e estabelecida em 110 propulsões por minuto que pudesse ser mantida por um intervalo de tempo de 1 minuto.

Para cada uma das velocidades escolhidas, foi pedido que o voluntário efetuasse o movimento de propulsão por 60 segundos ou que, em caso de fadiga, interrompesse o movimento. Entre cada coleta de dados, um intervalo mínimo de 5 minutos foi respeitado.

Além da aquisição de dados de EMG, foi coletado o valor de CIVM (Contração Isométrica Voluntária Máxima) do voluntário para os braços esquerdo e direito. Para esse teste, o equipamento foi preparado com a inclusão de duas células de carga (uma para cada aro de propulsão) de forma tangente ao aro de propulsão a fim de se monitorar a força aplicada ao aro. A utilização das células foi acondicionada a modelos já disponíveis no laboratório. A Fig.3 apresenta o esquema de montagem da célula de carga. Dois modelos de célula de carga foram utilizados: modelo HBM S40AC3 (1-S40AC3/100kg-1) com capacidade máxima de 981 N (100 kgf) e sensibilidade de 2mV/V. Limite máximo de 150 kgf; modelo HBM S40AC3 (1-S40AC3/200kg-1) com capacidade máxima de 1962 N (200 kgf) e sensibilidade de 2mV/V. Limite máximo de 300 kgf; ambas as células foram ligadas ao sistema de aquisição de dados Lynx AC2122 com 15 canais sendo cada célula ligada a um canal independente. Foi utilizado 5 V de tensão de alimentação e ganho de 200 e taxa de aquisição de 200 Hz.

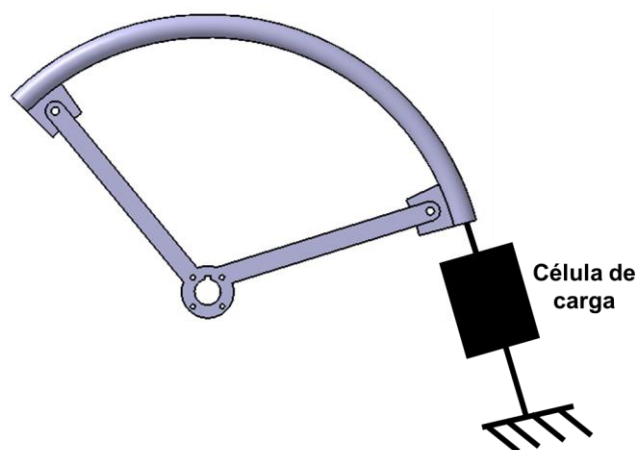


Figura 3 - Esquema de ligação da célula de carga para monitoramento da CIVM do voluntário (Fonte: o autor)

De acordo com (De Luca, 1997) quando se analisa sinais de EMG para avaliação do nível de ativação muscular, é necessário se avaliar o sinal no domínio do tempo utilizando-se para tal do RMS (Root Mean Square) do sinal.

Para o cálculo do RMS dos sinais, cinco janelas de 5 segundos cada foram estabelecidas no sinal escolhido para que os intervalos correspondessem a uma parte do sinal livre de interferências significativas, como balanço de fios. Essas janelas foram aplicadas dentro de 25 a 30, 30 a 35, 35 a 40, 40 a 45 e 45 a 50 segundos em todos os sinais de todos os diferentes músculos em cada taxa de propulsão imposta.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Conforme a metodologia estabelecida na seção anterior, para cada ritmo de propulsão adotado e para cada músculo monitorado (DAD, DAE, DCA, DCE, TRD, TRE, BRD e BRE) o sinal de EMG foi registrado durante os movimentos por 1 minuto. Após a coleta do sinal o filtro passa banda foi aplicado juntamente com o critério de Chauvenet para eliminação de pontos discrepantes do sinal provenientes de interferências.

Na sequência, foi feito um levantamento estatístico do valor do RMS (calculado dentro de cada janela) obtendo-se o valor médio e o desvio padrão amostral. A Fig. 4 ilustra, como exemplo, o sinal monitorado para os músculos selecionados na máxima velocidade de propulsão analisada. Já na Fig. 5, apresenta-se o efeito da aplicação do critério de Chauvenet no sinal aquisitado bem como do filtro.

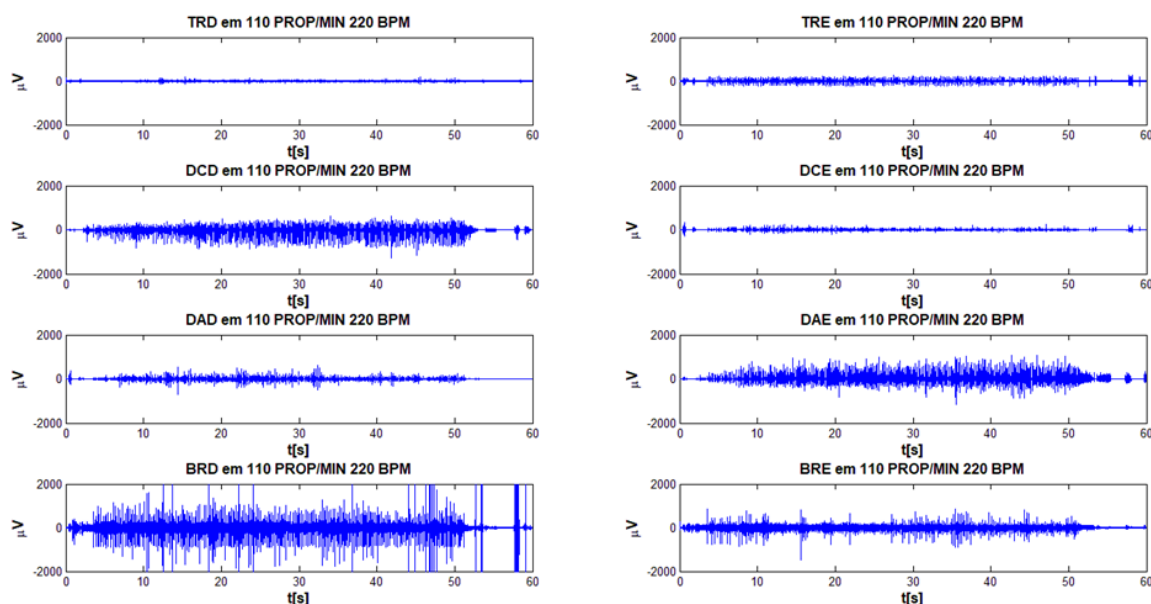


Figura 4 - Sinal de EMG monitorado nos músculos selecionados à uma taxa de execução de 110 propulsões por minuto (Fonte: o autor)

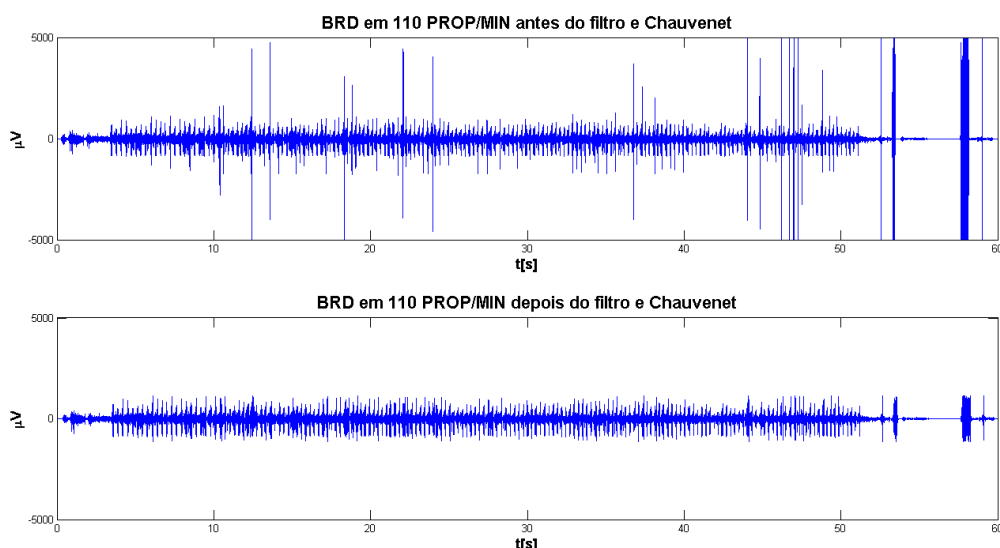


Figura 5 - Efeito do filtro passa-banda e do critério Chauvenet no sinal EMG para o músculo braquiorradial direito a 110 propulsões por minuto (Fonte: o autor)

O nível de força atingido pelo voluntário em CIVM é apresentado na Fig.6. Para cada lado do corpo, o teste foi repetido 3 vezes. Para o braço direito foi atingido um valor de CIVM médio de $(298,82 \pm 4,94)$ N; já no braço esquerdo foi de $(240,46 \pm 5,15)$ N.

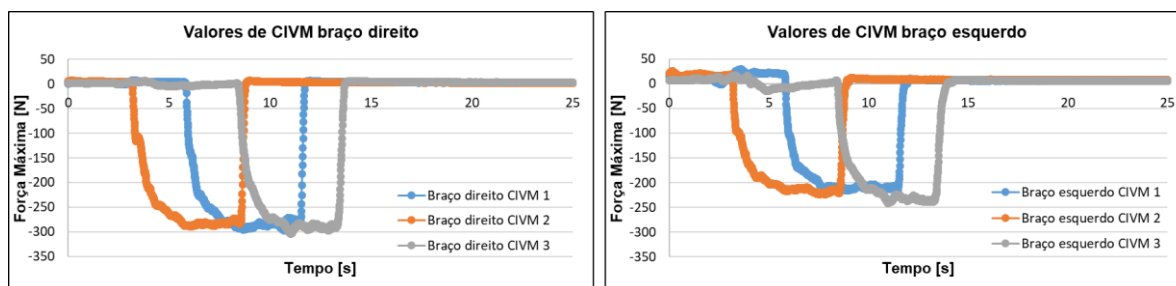


Figura 6 - Valores de força obtidos pela célula de carga nos 3 testes consecutivos de CIVM no braço direito e esquerdo (Fonte: o autor)

A Fig.7 resume os valores médios de RMS dos sinais para cada músculo selecionado em cada ritmo de propulsão imposto. As barras de erro são apresentadas para as médias considerando dois desvios padrão.

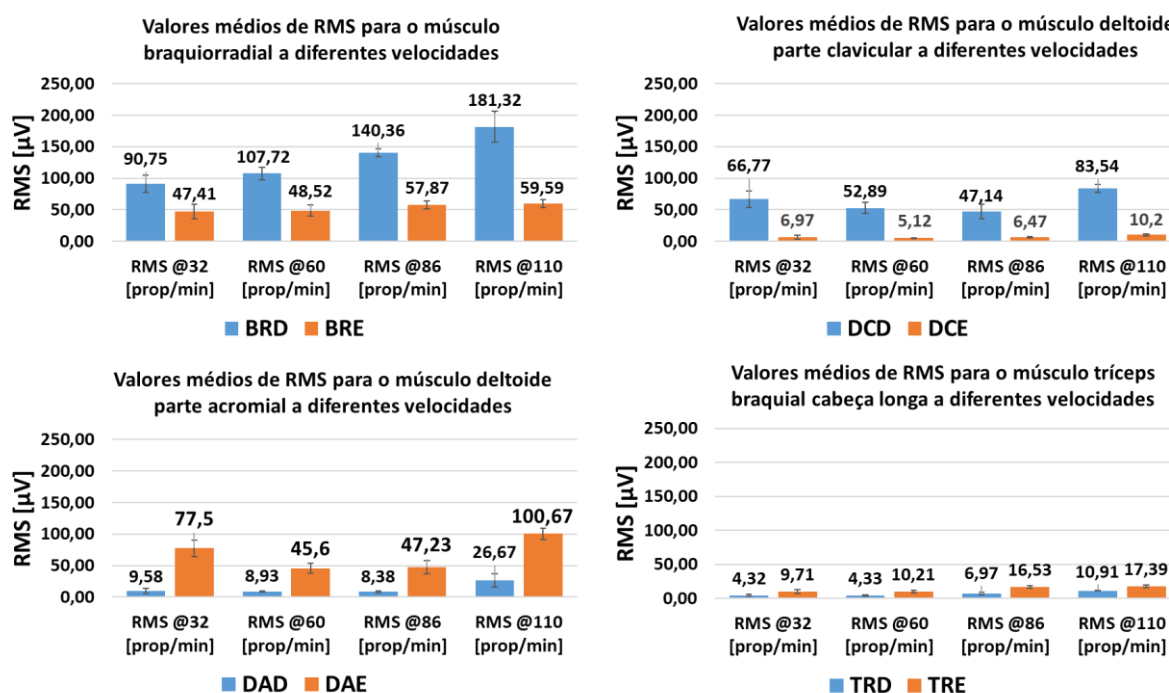


Figura 7 - Valores médios de RMS calculados usando a janela de 5 segundos adotada para as taxas de propulsão de 32, 60, 86 e 110 propulsões / min para os músculos selecionados. (Fonte: o autor)

Como pode ser notado, há um grande desbalanço de ativação muscular evidenciando a assimetria em relação aos músculos mais ativados nos lados direito e esquerdo do voluntário. Portanto, considerar um padrão de ativação muscular simétrico ou que os músculos mais ativados são os mesmos para o gesto motor de propulsão nos lados direito ou esquerdo pode levar a resultados incongruentes.

Analisando-se os dados apresentados na Fig.7, nota-se que os músculos deltoide parte clavicular e braquiorradial apresentaram as maiores ativações no lado direito; ao passo que no lado esquerdo os com maior impacto foram o deltoide parte acromial e tríceps braquial cabeça longa. As diferenças alcançaram valores de até 121,73 μV entre o braquiorradial esquerdo e direito (RMS do braquiorradial direito 304 % maior que o esquerdo); 73,34 μV para os deltoides parte clavicular (819 % maior para o RMS do deltoide parte clavicular direito); 74,00 μV de diferença para o deltoide parte acromial (377 % maior para o lado esquerdo) e 6,48 μV para o tríceps braquial cabeça longa (159 % para o lado esquerdo); todos esses valores analisados para a velocidade de propulsão de 110 na qual, para todos os músculos analisados, foi o ritmo com maior atividade muscular.

Esse desequilíbrio de ativações entre os lados esquerdo e direito do corpo pode estar relacionado, justamente, à tentativa de equilibrar diferentes níveis de força nos lados esquerdo e direito do corpo como o que pode ser visto no teste de CIVM apresentado na Fig.6. Nesse teste, o lado esquerdo do corpo do voluntário apresentou menor nível de força, em média de 19,50 % menor que o lado direito.

A assimetria no recrutamento dos músculos analisados demonstra a necessidade de um treinamento resistido de força bem conduzido, a fim de equilibrar a ativação e, também, prevenir lesões em membros superiores de acordo com o exposto



por (Murloy et al., 2011). Além disso, o desequilíbrio da ativação muscular demonstra que qualquer tentativa de desenvolver um dispositivo específico de treinamento muscular para cadeirantes deve considerar e permitir a aplicação de diferentes cargas nos lados direito e esquerdo do corpo e permitir a execução do movimento considerando o princípio de especificidade do gesto de propulsão da cadeira de rodas, conforme declarado (Rimmer et al., 2004).

4. CONCLUSÃO

Este estudo mostrou a ocorrência de assimetria de ativação muscular bilateral. Os dados também apontam que um princípio fundamental para um equipamento de treinamento de resistência utilizado por usuários de cadeira de rodas é de permitir níveis de resistência diferentes para os braços direito e esquerdo durante o exercício. Essa necessidade é corroborada pelo resultado apresentado no teste de CIVM o qual apresentou níveis diferentes de força para o braço direito e esquerdo. Permitindo-se a aplicação diferenciada de resistência é possível o treinamento individualizado unilateral.

Além disso, o ritmo de propulsão pode afetar diretamente a atividade elétrica dos músculos. Visto isso, o equipamento deverá ser capaz de oferecer resistência ao movimento, considerando a possibilidade de execução em velocidades e acelerações variáveis, o que não é facilmente encontrado nos equipamentos disponíveis no mercado. Atendendo-se a possibilidade de execução do treinamento em velocidade e acelerações variáveis estar-se-á atendendo ao princípio básico da especificidade do treinamento (Foss e Keteyian, 2000).

Todos esses fatos corroboram a necessidade de projetos específicos de equipamentos de treinamento e reabilitação para usuários de cadeiras de rodas ou pessoas com mobilidade reduzida. Além disso, o estudo pode ser usado como referência para uma melhor compreensão dos padrões de ativação muscular de um gesto de propulsão em cadeira de rodas.

5. REFERÊNCIAS

- BONINGER, M. L., WATERS, R. L., CHASE, T., DIJKERS, M. P. J. M., GELLMAN, H., GIRONDA, R. J. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, Vol. 28, No. 5, pp. 433–470, 2005.
- De LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Vol. 13, No.2, pp. 135-163, 1997.
- DELSYS. **Surface electromyography: detection and recording**. Delsys Incorporated, 1996
- FOSS, M. L.; KETAYIAN, S. J. Músculo Esquelético: Estrutura e Função. In: FOSS, M. L.; KETAYIAN, S. J. **Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte**. Tradução de Giuseppe Taranto. 6ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2000. Cap. 6, p. 560.
- OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.P.; VAZ, D.V.; AQUINO, C.F.; BRICIO R.S.; FONSECA, S.T. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Rev Fisio Brasil**, 6 (4): 24-28, 2005
- RANKIN, J. W.; RICHTER, W. M.; NEPTUNE, R. R. Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 7, p. 1246–1252, 2011.
- SAWATZKY, B.; DIGIOVINE, C.; BERNER, T.; ROESLER, T.; KATTE, L. The Need for Updated Clinical Practice Guidelines for Preservation of Upper Extremities in Manual Wheelchair Users. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 94, n. 4, p. 313–324 12p, 2015.
- SERON, B. B.; AIRES DE ARRUDA, G.; GREGUOL, M. Facilitadores e barreiras percebidas para a prática de atividade física por pessoas com deficiência motora. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 37, n. 3, p. 214–221, set. 2015.
- SILVA, D. C. O. **Avaliação eletromiográfica e força de músculos do membro superior em indivíduos submetidos à suplementação de creatina**. 2009. 89 f. Tese (Doutorado em Biologia Buco Dental). Faculdade de odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2009.
- WESTGREN, N.; LEVI, R. Quality of life and traumatic spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 11, p. 1433–1439, 1998.
- ZANCA, J. M.; DIJKERS, M. P.; HAMMOND, F. M.; HORN, S. D. Pain and its impact on inpatient rehabilitation for acute traumatic spinal cord injury: Analysis of observational data collected in the SCIRehab study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, n. 4 SUPPL., p. S137–S144, 2013.

6. AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi apoiado pela CAPES, CNPq, CINTESP.BR e CEFET-MG.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.