



## ESFORÇO MUSCULAR DURANTE A PROPULSÃO DE CADEIRA DE RODAS MANUALEM DIFERENTES CONDIÇÕES DE SUPERFÍCIE

**BVFuzetti, MAckermann, MCFCastro\***

Centro Universitário FEI, São Bernardo do Campo, Brasil

\*mclaudia@fei.edu.br

**Contextualização, Motivação e Objetivo.** A locomoção com cadeiras de rodas manuais apresenta baixa eficiência mecânica, requisitando um maior esforço da musculatura envolvida e podendo levar a lesões articulares. O objetivo deste trabalho é estudar o esforço muscular, durante a propulsão de uma cadeira de rodas manual, em 5 condições de superfície, contribuindo para o desenvolvimento de melhorias. Em superfície inclinada e velocidade constante um estudo realizado por Chow et al. (2009) constatou grande esforço muscular nos músculos deltoide anterior, grande dorsal e peitoral maior. Ainda considerando esta condição, Figueiredo et al. (2011) estudou o esforço muscular alterando as inclinações da rampa proposta, e concluiu, pela análise quantitativa, que as atividades musculares aumentam conforme as inclinações e a velocidade média do usuário tende a diminuir. Para superfícies mais resistentes como azulejos internos, pavimentos de concreto interligados ou grama, Koontz et al. (2005) apurou que há maior desaceleração da cadeira de rodas nas superfícies mais irregulares, evidenciando a relevância de avaliações de capacidade de propulsão de cadeirantes para estudos acadêmicos.

**Métodos.** O protocolo de avaliação foi aprovado por comitê de ética em pesquisa (UMESP - 1.243.289), e foi aplicado em 10 voluntários não cadeirantes. A cadeira de rodas utilizada foi a Küschall Compact, e para a aquisição do sinal mioelétrico (EMG) foi utilizado o sistema Delsys Trigno Wireless. Seus sensores têm frequência de aquisição 2 kHz e 1 kHz, e portanto, se fez necessária a equivalência de aquisições (*downsample*) para que todos ficassem a 1 kHz. Os músculos avaliados foram Deltoide Anterior e Posterior, Tríceps, Peitoral Maior, Grande Dorsal, Trapézio, Bíceps e Flexor dos Dedos, do lado direito e adotando simetria sagital. Os sensores foram posicionados na porção central de cada músculo, onde está a zona de inervação com a melhor densidade neural, seguindo as indicações da SENIAM. O experimento consistiu em locomoção ao longo de percursos de 16 m, nas condições: superfície inclinada com 4,4°, em velocidade confortável constante; superfície horizontal lisa e sobre um tapete, nas velocidades 0,9m/s e 1,8m/s. Os dados de EMG foram retificados e filtrados e a análise foi baseada no RMS após normalização pela contração voluntária máxima (MVC). Na configuração do setup, foram definidos filtros rejeita 60Hz e passa-faixa 20 – 450 Hz. O método digital utilizado para filtrar os sinais EMG adquiridos dos sensores foi um filtro passa-baixa de 7Hz em seus valores absolutos. A MVC foi obtida com o indivíduo já posicionado na cadeira de rodas, estando a mesma com as rodas travadas. Com todos os sensores em funcionamento e devidamente localizados, foi requisitado que o voluntário exercesse a máxima força que conseguisse, simulando a propulsão das rodas e se mantivesse naquela posição por aproximadamente 3 segundos. O mesmo procedimento se repetiu para a simulação de recuo das rodas, para que posteriormente fossem comparados ambos os valores (MVC na propulsão e recuo) e adotado como MVC para normalização, o de maior módulo. A atividade do músculo foi avaliada em porcentagens de seu RMS em relação à respectiva MVC em cada condição. A MVC foi definida antes dos experimentos, e a ordem de realização dos experimentos foi randomizada para evitar possível



fadiga muscular nas últimas aquisições (mesmo considerando os intervalos de 2 minutos tomados entre cada repetição). Para cada condição, os voluntários repetiram o que foi proposto duas vezes, para que fosse escolhido o trecho de ciclos com esforços musculares mais repetitivos ao longo do percurso. As velocidades foram controladas de acordo com o tempo do experimento (calculado com base nos 16 m a serem percorridos). O ciclo analisado de cada músculo se deu por uma média dos ciclos obtidos nos testes para cada voluntário, uma vez que os mesmos executaram um número similar de propulsões durante o trajeto, com amplitudes pouco variáveis entre si.

**Resultados.** Na fase de propulsão na rampa, foram mais ativos o deltoide anterior, grande dorsal e peitoral maior (com picos de até 30% do MVC), enquanto na fase de recuo, destacaram-se o flexor dos dedos e o bíceps. Para a velocidade baixa no plano, foi observada atividade muscular abaixo de 10% do MVC. Na propulsão, o trapézio, peitoral maior, grande dorsal e o deltoide anterior se destacaram, assim como o deltoide posterior e bíceps, na fase de recuo. Para velocidade alta, na fase de propulsão, se destacaram o peitoral maior e o flexor dos dedos (com valores de até 40% do MVC), além dos deltoide anterior, o trapézio e o grande dorsal, em contraste com o bíceps que se mostrou mais requisitado durante o recuo. A superfície com tapete se mostrou mais resistiva, fazendo com que até 50% do MVC fosse atingido, em alguns casos. Na fase de propulsão, o peitoral maior, o tríceps, trapézio, grande dorsal e deltoide anterior foram os músculos mais ativos, enquanto que, no recuo, foram mais presentes o deltoide posterior, assim como o bíceps. Já para a velocidade alta, durante a propulsão, se exigiu mais do peitoral maior, grande dorsal e trapézio, enquanto o recuo favoreceu a atividade do deltoide posterior, tríceps e bíceps. Vale ressaltar que o posicionamento dos sensores nos músculos estudados e as condições físicas de cada voluntário são fatores variantes entre os testes, contribuindo para eventuais resultados não compatíveis com os apresentados na contextualização inicial.

**Discussão e Conclusões.** Verificou-se o aumento de atividade muscular, da velocidade baixa para a alta, que em alguns casos chegou a dobrar. No entanto, a participação ativa do peitoral maior e do flexor dos dedos na propulsão dessa superfície se justifica pela inclinação do tronco para aumentar a velocidade e impulsionar as rodas com mais força. O bíceps se mostrou mais requisitado somente na fase de recuo na superfície plana. A superfície com tapete, apesar de ser plana, se mostrou mais resistiva exigindo mais esforço muscular para ser percorrida, o que era esperado de acordo com Koontz et al. (2005). Na rampa, os músculos mais ativos foram tríceps, grande dorsal e peitoral maior, enquanto os de menor atividade foram bíceps e deltoide posterior. Mostra-se consistente com o que foi apresentado por Chow et al. (2009), onde a inclinação do tronco facilita a propulsão. Na comparação entre rampa e plano, observou-se maior aderência entre os dados sobre o tapete e os da rampa, ambos exigindo mais esforço muscular para realizar o percurso. Para alguns músculos, como deltoide posterior, trapézio e bíceps, a atividade muscular foi maior na superfície plana do que na inclinada. Neste estudo, foi possível observar alguns padrões e comprovar consistência com dados reportados por outros autores, ainda que com procedimentos experimentais distintos. Os resultados deste trabalho podem contribuir para o desenvolvimento de tecnologias relacionadas à mobilidade em cadeira de rodas.

**Agradecimentos.** Os autores agradecem ao CNPq e a FEI pelo suporte ao projeto.

**Palavras chaves.** Cadeira de rodas manual, propulsão, EMG.