



Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura

Wheelchairs propulsion analysis: review

Yoshimasa Sagawa Júnior^[a], Alessandro Haupenthal^[b], Noé Gomes Borges Junior^[c],
Daniela Pacheco dos Santos^[d], Eric Watelain^[e]

^[a] Doutorando, UVHC, LAMIH, F-59313 Valenciennes, France, Univ Lille Nord de France, La Garde - France, e-mail: sagawajunior@yahoo.com.br

^[b] Doutorando em Ciências do Movimento Humano pela Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), pesquisador do Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes, Florianópolis, SC - Brasil, e-mail: dedsnet@yahoo.com.br

^[c] Doutor, professor da UDESC, pesquisador do Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes, Florianópolis, SC - Brasil, e-mail: d2ngbj@udesc.br

^[d] Mestranda em Ciências do Movimento Humano pela UDESC, pesquisadora do Laboratório de Controle Motor, Florianópolis, SC - Brasil, e-mail: danisantos82@yahoo.com.br

^[e] Doutor, professor, UVHC, Univ Lille Nord de France, La Garde - France, e-mail: eric.watelain@univ-valenciennes.fr

Resumo

Objetivos: Analisar aspectos relacionados à propulsão em cadeira de rodas. **Materiais e métodos:** Para o delineamento desta revisão, foi realizada uma busca em bases de dados eletrônicas a partir das seguintes palavras-chave: *wheelchair propulsion*, *wheelchair biomechanics* e *wheelchair uses*. Foram selecionados artigos completos nas línguas francesa e inglesa. **Resultados:** A propulsão em cadeira de rodas é um movimento complexo que requer a execução de repetidas aplicações de força durante curto período de tempo. Nesse movimento são exigidos altos níveis de força em razão do baixo rendimento mecânico da cadeira. Pôde ser caracterizado que os cadeirantes não estão satisfeitos com suas cadeiras, os locais não estão adaptados à sua presença e faltam critérios específicos para o ajuste desse importante equipamento. Os principais pontos a serem observados, quanto aos ajustes, são a altura do banco em relação à posição de flexão do cotovelo (100 a 120 graus) com a mão no aro de propulsão e o cuidado com a pressão nos pneus. Quanto à técnica de propulsão, o modo semicircular parece ser o mais indicado, pois nesse padrão o cadeirante

realiza a propulsão e retorna a mão por baixo do aro. Os esforços na cadeira de rodas são altos e a incidência de lesões em cadeirantes é elevada. **Conclusão:** Pode-se concluir que, apesar dos esforços das pesquisas, ainda existem muitas divergências entre os temas e os métodos de avaliações adotados, o que impede que boa parte dos resultados encontrados seja aplicável à vida diária dos usuários de cadeira de rodas.

Palavras-chave: Cadeiras de rodas. Instrumentação. Lesão. Reabilitação.

Abstract

Objectives: To analyze aspects related with wheelchair propulsion. **Materials and methods:** In order to delineate this review the search for information was carried out within electronics databases, using the following descriptors: "wheelchair propulsion", "wheelchair biomechanics" e "wheelchair users". Full papers published in English and French were included in the study. **Results:** The wheelchair propulsion is a complex movement that requires the execution of repeated bi manual forces applications during a short time period. In this movement high levels of force must be produced due to the bad mechanical performance of the wheelchair. Could be characterized that wheelchair users are not satisfied with their wheelchair, the places are not adapted to their presence and lack of specific criteria for the adjustment of this equipment. The main points to look at are the seat height in relation to elbow flexion (100-120 degrees) with his hand in the propulsion rim and tire pressure. The semicircular mode of technique propulsion seems to be more appropriate; in this pattern the wheelchair user returns his hand under the rim after propulsion. Efforts in wheelchairs are high and the incidence of injuries in wheelchair users is high. **Conclusion:** One can conclude that in spite of researchers' efforts there are still many divergences between topics and methods of evaluation, what makes difficult to apply the experimental results to the wheelchairs users' daily life.

Keywords: Wheelchair. Instrumentation. Lesion. Rehabilitation.

Introdução

A cadeira de rodas manual (CRM) é um importante instrumento para a funcionalidade diária daqueles indivíduos com comprometimento de membros inferiores. Na Europa o número de cadeirantes ultrapassa os 3,3 milhões de pessoas (1). No Brasil, segundo o Censo demográfico de 2000 realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 1,5 milhão da população brasileira apresenta algum tipo de deficiência física, e dentre essa população cerca de 930 mil são usuários de CRM (2). No Brasil, nas últimas décadas, o número dos usuários de CRM tem aumentado em consequência dos acidentes automobilísticos, que causam, principalmente, lesão medular ou amputação dos membros inferiores (2, 3).

Sabe-se que a CRM tem sido caracterizada como meio de locomoção de baixa eficiência (2% a 10%) quando comparada a outros sistemas, como, por exemplo, a cadeira a manivelas (16%) ou a própria marcha (35%) (4, 5).

Além da baixa eficiência mecânica da CRM, os membros superiores (MMSS) são estruturas que naturalmente não foram preparadas para gerarem altas taxas de forças e para repetitividades de movimento. Durante a propulsão em CRM, os membros superiores dos cadeirantes são constantemente exigidos e, para aqueles que não são treinados (indivíduos em fase inicial de utilização), essa exigência é ainda maior. Para os cadeirantes, os problemas de sobrecarga dos MMSS são tão importantes quanto os riscos cardiovasculares oriundos de um estilo de vida sedentário (6).

Dessa forma, diante da importância de conhecer a relação *homem/cadeira de rodas/ ambiente*, o presente trabalho teve como objetivo levantar uma revisão das pesquisas destinadas à análise do comportamento da propulsão em CRM.

Os artigos foram selecionados por meio de busca eletrônica nas bases de dados *Science Direct* e *Bibliothèque Communautaire et Interuniversitaire Clermont Ferrand*, além das revistas e dos artigos dispostos no acervo do *Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes* (LIMOS),

uma vez que o laboratório já realiza pesquisa com cadeira de rodas há 12 anos. Foram selecionados artigos completos a partir dos unitermos: *wheelchair propulsion*, *wheelchair biomechanics* e *wheelchair users* nas línguas francesa e inglesa. Dessa forma, os artigos que puderam ser coletados na íntegra nos últimos 22 anos (1985-2007) foram analisados.

Os estudos adquiridos foram organizados de forma a elucidar a interação do usuário com a CRM, os instrumentos para avaliar a propulsão, os ajustes na CRM para melhorar a posição do usuário e otimizar a propulsão, as técnicas de propulsão e, por fim, os esforços exigidos na propulsão e os seus efeitos ao longo do tempo.

Os usuários de cadeira de rodas e seu cotidiano

As CRMs são utilizadas para aumentar a funcionalidade e a independência dos indivíduos tanto em casa como na comunidade. Dentre os fatores mais limitantes considerados pelos cadeirantes encontra-se a própria CRM (7). A CRM é o instrumento mais importante de deslocamento, porém é também o mais associado às barreiras. Os participantes, em uma enquete, relataram: “*as CRMs são pesadas e difíceis de manobrar*”; “*suas dimensões não são ideais para transpor barreiras ambientais como portas, corredores e escadas*”. Os participantes veem as CRMs inadequadas e as consideram como principal fator que os impede de deslocar-se com maior facilidade e eficácia. Ainda, consideram a CRM mais limitante que a sua própria paralisia (7).

Em uma pesquisa destinada a identificar as mudanças necessárias nas cidades para a criação de um verdadeiro ambiente de inclusão, mostra-se que um dos principais obstáculos à vida dos usuários é a organização arquitetural. Sessenta e um por cento dos entrevistados disseram sentirem-se deficientes por conta da maneira como lugares públicos são planejados (8). As barreiras ambientais nas escolas dificultam as realizações acadêmicas, bem como desencorajam a socialização e a participação na comunidade (7).

Dentre outros fatores relatados, há também os problemas relacionados aos maus ajustes da CRM e à ausência de critérios para a prescrição de treinamento. A maioria dos centros clínicos não recebe nenhum treinamento específico para prescrever e/

ou ajustar as CRMs. A dor e o comprometimento dos membros superiores também são problemas relatados por mais de 70% dos cadeirantes (6, 7, 9).

Outra enquete realizada sobre a satisfação com equipamentos tecnológicos utilizados por indivíduos tetraplégicos na França (10), entre 1998 e 2004, mostrou que 42% dos entrevistados possuíam duas CRMs, uma manual e outra elétrica. Entre os mesmos participantes, outros 27,1% desejariam obter uma CRM com sistema de ajuda de propulsão. Como justificativa da não aquisição de novos materiais, 74% relataram ausência de financiamentos específicos. Outros 23% dizem haver insuficiência de informação sobre os produtos apresentados e 21% relataram dificuldades de obter um ensaio com o material. Entre os fatores que influenciariam na aquisição de novos equipamentos, os principais seriam a idade dos indivíduos e o tempo da doença, do acidente de trabalho ou do nível de lesão medular.

Instrumentos e técnicas de avaliação da propulsão

Com a finalidade de aumentar o conhecimento da locomoção, melhorar os métodos de reabilitação, bem como o *design* e os ajustes das CRMs, um grande número de estudos científicos tem sido realizado ao longo dos anos. A necessidade de medir simultaneamente diversos parâmetros fisiológicos, cinemáticos e dinâmicos da propulsão em CRM levou ao desenvolvimento de diversas CRMs instrumentadas.

As primeiras CRMs instrumentadas desenvolvidas foram as ergométricas fixas. Veeger et al. (11) foram uns dos primeiros autores a utilizarem esse tipo de instrumento. Em seu trabalho, eles descrevem as vantagens da utilização da CRM ergométrica equipada com inúmeros sensores de força e torque. Os autores compararam os resultados dessa CRM ergométrica a uma CRM sobre esteira ergométrica, a fim de determinar a sua validade em mesmas condições de velocidade e carga.

Um aspecto positivo das CRMs fixas seria a facilidade de execução e reprodução dos testes (alta validade interna). Essas cadeiras permitem a associação de inúmeros outros instrumentos de avaliação, como eletrocardiógrafos, eletromiógrafos, câmeras de alta velocidade (12), sistemas de medida de consumo de oxigênio, entre outros. O ponto fraco das CRMs fixas resume-se a movimentos limitados,

e esses únicos movimentos são das mãos, dos braços e do tronco. O corpo como um todo não experimenta o efeito da sua própria inércia, pois seu ambiente encontra-se fixo. Outros aspectos seriam a não existência do controle de equilíbrio e o ato de conduzir a CRM (13).

Na avaliação da CRM sobre esteira ergométrica observa-se que ela causa maior movimento de tronco em razão da instabilidade gerada para controlar as rotações durante a condução (11). Durante a propulsão em CRM sobre esteira ergométrica pode-se perceber a combinação de deslocamentos látero-lateral e ântero-posterior. A condução nesse caso não é desprezada e o efeito da inércia parece mais realístico (14, 15). Esses são aspectos importantes para o aprendizado, mesmo a considerar cadeirantes sobre esteira ergométrica. Geralmente, para esse tipo de experimento, as CRMs são adaptadas com rodas dinâmicas a seis componentes (16), e existe a possibilidade de uso de todos os outros instrumentos citados para a CRM estacionária.

Dentre as limitações, esses experimentos desprezam o efeito da resistência causada pelo ar. Propelir sobre a esteira requer maior concentração para evitar o choque com as suas bordas; e sobre a esteira o indivíduo encontra-se em velocidade constante, o que remove a opção de propelir mais devagar caso haja erro de condução. Esses fatores poderiam tornar a propulsão mais conservadora quando comparada à propulsão sobre um terreno (14).

Por fim, tem-se a CRM de terreno. Dabonneville et al. e Moss et al. (17, 18) abordam a necessidade de pesquisas com CRMs mais próximas da realidade, nas quais a inércia do sujeito e a resistência do ar ao deslocamento são levadas em consideração. Esses instrumentos ou análises são considerados como de maior validade ecológica.

Diversos estudos utilizam a CRM comum associada a análises cinemáticas com câmeras de alta velocidade em duas ou três dimensões (18, 19). Um ponto fraco dessa associação seria a limitação do deslocamento a uma dezena de propulsões ou metros, graças às limitações do posicionamento das câmeras de alta velocidade.

Dabonneville et al. (17) descrevem uma CRM instrumentalizada ergométrica de terreno. Essa cadeira foi construída por meio de um chassi de uma CRM padrão adaptada com diversos sensores para mensurar parâmetros mecânicos. Cada roda

possui um sistema dinamométrico, que mede os seis componentes (três forças e três momentos), e potenciômetros capazes de medir a posição angular da roda. Outro dinamômetro a seis componentes foi colocado sobre o banco da cadeira e fixado sobre o chassi. Além disso, a cadeira possui um acelerômetro 3D para a medição da aceleração e do deslocamento do paciente. Todos os dados obtidos são enviados a um computador via rádio. Dessa maneira, permite-se total liberdade de deslocamento e a análise de dados pode ser realizada fora do ambiente de laboratório.

Principais ajustes das cadeiras de rodas e seus benefícios

Sabe-se que, para a propulsão de uma CRM, é necessária a execução de repetidas aplicações de forças bimanuais, fora do campo de visão, em um fino aro de tração (15-19 mm de diâmetro) e durante um curto período de tempo (20% a 40% de todo o ciclo de movimento) pelos sujeitos. Fica claro que boa parte de todas as forças produzidas é necessária para obter um torque efetivo ao longo do eixo, a fim de manter a velocidade e a direção requeridas. Esse complexo movimento utiliza combinações proprioceptivas, exteroceptivas e visuais para a sua boa execução.

Do ponto de vista ergonômico, diminuir o gasto energético, aumentar a eficiência mecânica e aprimorar a técnica (aplicação de forças e sincronismos) de propulsão são fatores que estão relacionados aos ajustes da CRM e também à forma e à natureza do aro de tração. Ao diminuir o aro de tração observa-se aumento da eficiência mecânica, porém a execução de tarefas que exigem maiores forças pode se tornar extenuante. Outros aspectos seriam a influência do diâmetro, superfície e forma do tubo do aro de propulsão (20, 21).

Van der Woude e de Groot (20) estudaram a influência da natureza dos aros de propulsão na aplicação de forças e na eficiência mecânica durante a locomoção em uma CRM. Como resultados obtiveram que, para os parâmetros fisiológicos e aplicações de força, nenhuma diferença foi encontrada entre os aros de trações estudados. Entretanto, o aro de tração cilíndrico emborrachado teve maior preferência por grande parte dos sujeitos do estudo. Os pesquisadores ainda afirmaram que talvez,

para condições mais extenuantes do que a estipulada em seu protocolo experimental, as diferenças entre os aros de tração poderiam ser evidenciadas. Atualmente, os aros de propulsão são tipicamente de alumínio anodizado; entretanto, outros materiais foram utilizados na sua fabricação, incluindo aço inox e titânio (21).

Um recente aro de propulsão flexível foi desenvolvido para se adaptar à mão do indivíduo e tornar mais fácil e confortável o uso da CRM. Richter et al. (21), usando de técnicas como eletromiografia e rodas instrumentadas, compararam a força aplicada nesse aro de tração flexível e em um aro padrão de alumínio. Como resultados, pode-se observar decréscimo de 11,8% ($p = 0,026$), referente ao pico de força, e 14,5% ($p = 0,016$) de redução da ativação do sinal eletromiográfico. Richter et al. (21) enfatizaram também que, para estudos mais detalhados, é necessário criar novos modelos e técnicas capazes de determinar a força de preensão aplicada no aro de tração durante a propulsão. Até o momento, a única técnica disponível seria a eletromiografia; entretanto, sabe-se que, para mesmos níveis de ativação, pode-se obter força de preensão variável.

Boninger et al. (22), em seu estudo, avaliaram a influência da posição do eixo das rodas traseiras em relação ao ombro dos sujeitos. Tais autores perceberam que quando o eixo estiver posicionado mais à frente e mais próximo em relação ao ombro dos indivíduos, menor será o esforço executado, menor será a frequência de propulsão e maior será o tempo em contato com o aro de propulsão. Nessa postura, a resistência das rodas diminui e o aro de propulsão fica mais próximo dos indivíduos. Essas modificações estariam associadas com o aumento da qualidade da propulsão, bem como o decréscimo da taxa de crescimento da curva de força (22).

A altura ótima do banco da cadeira de rodas seria quando o cotovelo se encontra flexionado entre 100 e 120 graus (considerando 180 graus como extensão total), com a mão no topo do aro de propulsão (20).

Wei et al. (23) analisaram os parâmetros temporais de propulsão e os movimentos do punho em função da variação da posição do banco da CRM (vertical e horizontal). Como resultados, encontraram que a altura do banco é um fator crítico que influencia tanto os parâmetros temporais como as características cinemáticas do punho durante a propulsão. Contudo, os autores, por meio das suas

análises, não puderam concluir qual posição do banco seria a mais adequada.

Quanto à distribuição de peso em uma CRM, os estudos de Tomlinson et al. (24) mostram que uma distribuição desproporcional sobre as rodas dianteiras levaria ao maior dispêndio energético, pois necessitaria de maiores correções durante a condução.

Outros pesquisadores avaliaram a influência do movimento do tronco durante a propulsão (25). Os participantes da pesquisa foram divididos em dois grupos: um cuja propulsão ocorre com maior flexão de tronco; e outro, cuja propulsão ocorre com menor flexão do tronco. O estudo demonstra a importante influência da fadiga para ambos os grupos em relação aos parâmetros cinéticos, cinemáticos, temporais e eletromiográficos (25).

Já de Saint Rémy et al. (17) levaram em consideração que o deslocamento do tronco dos sujeitos provoca diferentes repartições de massa nas rodas traseiras e dianteiras com modificação na força de frenagem da CRM. Os resultados mostraram que quanto maior for a repartição da massa sobre as rodas traseiras, menor é o efeito da desaceleração. A repartição das massas ao longo da cadeira explica 92% da variação da desaceleração. Esse fenômeno mecânico poderia ser explicado pelo diâmetro das rodas dianteiras, que são muito pequenas se comparadas às traseiras. Essas pequenas rodas implicam maior resistência dos rolamentos. Essa hipótese explica o porquê das CRMs de corrida apresentarem rodas dianteiras com grande diâmetro (50 cm contra 7 a 13 cm da CRM padrão). Quanto ao efeito da massa sobre uma CRM, o estudo leva a crer que, quanto maior a massa do sujeito sobre a cadeira, maior será a força de frenagem. Entretanto, a massa não explicaria os 8% da variação das forças de frenagem ao deslocamento (26).

Tendo como base essas informações, concluiu-se que a força de frenagem não é constante ao longo do deslocamento. A propulsão em CRM parece ser um movimento paradoxal, no qual a fase eficaz (fase de propulsão) seria realizada quando a força de frenagem fosse considerada como máxima (quanto maior o movimento do tronco em direção à frente da CRM, maior é a desaceleração). Inversamente, o retorno do tronco (momento de roda livre) provocaria a aceleração da CRM, por diminuir a força de frenagem por uma menor repartição da massa total do sistema sobre as rodas dianteiras (26).

Técnicas de propulsão

Um aspecto importante de discussão em pesquisas é a propulsão propriamente dita. Com qual padrão se obterá a melhor propulsão e o menor desgaste das estruturas muscular, articular e esquelética?

Sanderson & Sommer e Shimada et al. (27, 28) foram os primeiros autores a descrever os padrões de movimento de propulsão em CRM. Por meio de análises cinemáticas, Shimada et al. (28) descobriram que o padrão semicircular seria o de maior eficiência. Como padrão semicircular, entende-se propelir e retornar a mão para um novo gesto, criando-se um movimento de semicircunferência.

Em outro estudo, Boninger et al. (29), ao utilizarem as CRMs dos próprios indivíduos fixadas por um sistema ergométrico a rolos e trocando as rodas originais por rodas dinâmométricas a seis componentes, identificaram que a maioria dos sujeitos (58%) do estudo propõem com o mesmo padrão em ambos os lados e a uma mesma velocidade. Entretanto, observa-se também que vários indivíduos apresentaram características distintas entre os lados e também mudanças de padrão com o aumento da velocidade.

De Groot et al. (30), em seu estudo, comparam a influência de três semanas de treinamento entre um grupo experimental e controle. Além dos parâmetros cinemáticos e cinéticos comumente avaliados, dois pontos indicadores do sincronismo entre o membro esquerdo e o direito foram utilizados, a partir da curva de torque: diferença entre esquerda e direita do ponto em que acontece a propulsão (p inicial) e do ponto onde se atinge o valor máximo (p máx). Após as três semanas de treinamento, nenhum dos parâmetros avaliados apresentou diferenças quando houve comparação com o grupo controle. A diferença entre o membro esquerdo e o direito para o p inicial ou para o p máx foi de apenas 0,01s.

O efeito do período de prática foi visto em relação à diminuição das forças geradas em sentido contrário no início do ato propulsivo quando comparado o grupo experimental ao controle. Essas forças aplicadas em sentido contrário à propulsão são responsáveis por diminuir a *performance* do ato propulsivo, pois implicam a frenagem das rodas. Esse parâmetro seria um indicador de uma técnica deficiente no ato de pegar o aro de propulsão na mesma velocidade tangencial da roda (30).

É importante ressaltar que o instrumento utilizado como avaliação foi uma cadeira ergométrica estacionária. O ato de conduzir não é o mesmo em uma CRM real ou mesmo sobre uma esteira ergométrica. Possíveis alterações quanto à simetria podem ter sido ignoradas ao utilizar-se tal instrumento. Os indivíduos não precisam preocupar-se com a condução da CRM (30, 31).

Apesar de não encontrarem grandes diferenças nos parâmetros quanto à simetria, encontrou-se grande variabilidade dos parâmetros entre uma sessão e outra. E essas variabilidades, ao contrário do que se esperava, não diminuíram após o período de treinamento. Uma das explicações para essa grande variabilidade seria novamente ligada às características do instrumento de avaliação. Ao contrário do natural, em que os sujeitos devem estar atentos, para propelir em uma CRM estacionária não é necessário ter atenção durante a condução (30).

Os trabalhos de Rozendaal et al., Groot et al. e Kotajarvi et al. (4, 13, 30-33) renderam conclusões interessantes. Nem sempre a maneira de propelir que gera maior força propulsiva (componente tangencial da aplicação das forças no aro de propulsão) é a que exige menor dispêndio energético e, assim, obtém-se maior eficiência do movimento, como anteriormente pensado.

Groot et al. (31), em seu protocolo experimental, procuraram aumentar a percentagem da fração efetiva de força (relação entre a força tangencial e a resultante de todas as forças) por meio de técnicas de *feedback* visual. Ao fim do seu experimento, os pesquisadores perceberam que a técnica de retroalimentação é satisfatória para ganho ou mudança de habilidades. Todavia, ao aumentar a fração efetiva de força (FEF), obtiveram, ao contrário do esperado, diminuição da eficiência mecânica bruta.

Em outro estudo similar, os sujeitos do experimento relataram que sustentar uma propulsão que aumentasse a FEF com auxílio de *feedback* visual era fatigante, principalmente pela necessidade de manter a coordenação motora e a estabilidade do tronco exigidas para tal gesto (4).

Acredita-se que o aumento da eficiência bruta, com o aumento da FEF, pode não ter ocorrido em razão de vários fatores que levam ao aumento do custo energético, como: a) conflito do sentido da aplicação de forças entre as articulações do membro superior (32, 33); b) dissipação de energia causada pelos músculos biarticulares na execução

de movimentos em sentido contrário (flexão do cotovelo e flexão do ombro simultaneamente) e contrações isométricas para estabilizar os movimentos para execução da força tangencial (31); c) aumento da produção de forças e compressão da musculatura do ombro na tentativa de maior estabilização causada pelo aumento do momento gerado pelo braço para a execução de uma propulsão mais tangencial (31); e d) aumento das fricções (força de preensão) no aro de propulsão durante as fases iniciais e finais da propulsão (32, 33).

Desse modo, os autores concluem que a produção de forças mais efetivas, do ponto de vista mecânico, não é compatível à minimização do gasto energético, do ponto de vista biológico. Em outras palavras, a aplicação de força em uma direção ótima acaba por gerar maior sobrecarga à propulsão.

Para obter maior eficiência no ato propulsivo, considerações devem ser maiores que apenas executar a força propulsiva na direção mecanicamente mais favorável (força tangencial). Rozendaal et al. (32, 33) levam em consideração outros aspectos e baseiam-se principalmente em modelos que procuram melhorar a relação custo e efeito.

Kotajarvi et al. (4), para obter maior eficiência do movimento, ao contrário de treinamentos que visam a aumentar a força efetiva, sugerem trabalhos de controle e aprendizado das tarefas em CRM. Um bom modelo de propulsão seria desenvolver técnicas similares aos sujeitos experientes sem traumas. Kotajarvi et al. (4) perceberam que indivíduos experientes que tiveram o mesmo treinamento de *feedback* visual descrito anteriormente não conseguiram aumentar a FEF. Esses indivíduos, por meio das técnicas de retroalimentação, poderiam executar uma força mais tangencial; contudo, seu corpo naturalmente saberia que essa propulsão aumentaria o dispêndio energético. Seria como se seus sistemas neural e muscular tivessem se adaptado a uma maneira de propelir com menores perdas de energia.

Esforços exigidos durante a propulsão e disfunções musculoesqueléticas associadas

Vários trabalhos dedicaram-se ao estudo das relações entre os esforços exigidos e a origem das disfunções musculoesqueléticas em ombros (6, 9,

34-36) e em punhos (16, 37-39), dois dos locais de maiores acometimentos e queixas.

Outras regiões, como a coluna cervical e a lombar, também têm sido zonas de acometimento tanto em indivíduos sedentários quanto naqueles que apresentam elevada atividade com a CRM (6, 34, 35).

De um modo geral, quanto à propulsão e as forças compressivas nos ombros, os trabalhos de Verger et al. e Van Drongelen et al. (6, 9, 34) demonstraram que, durante uma hora de atividades diárias em uma CRM, um sujeito executa aproximadamente 1.800 propulsões; a força de compressão em cada ombro pode atingir aproximadamente 400 N e, ao longo do dia, o indivíduo executa em torno de 15 transferências da CRM, sendo que cada transferência gera uma força compressiva de aproximadamente 1.100 N. Para aqueles com comprometimentos mais severos de tronco e membros superiores (sujeitos tetraplégicos), essa força pode ser aumentada em mais 550 N.

Indivíduos que apresentam maiores comprometimentos em ombros, observados por meio de testes de imagem (ressonância magnética e ultrassom) e exames físicos, propelem com uma força radial (força aplicada em direção ao eixo da roda) maior quando comparados àqueles que não apresentam comprometimentos (38, 39). A força radial é mais evidente no ponto alto do arco de propulsão. Anatomicamente, a cabeça do úmero se choca com o manguito rotador e a articulação coracoacromial (38). Outro fator importante é o estilo de propulsão. Aqueles que propelem a CRM com alta cadência e bruscas aplicações de força apresentaram maiores anormalidades nos ombros (38).

Quanto ao sexo, os maiores comprometimentos em ombros foram visualizados nas mulheres. Isso ocorre por causa das diferenças de alinhamento anatômico, hiperelasticidade das articulações e questões hormonais, como a influência do estrogênio. Outro aspecto relevante se dá quanto à regulagem da CRM. As mulheres parecem preocupar-se menos com as regulagens, e a maioria das CRMs foram projetadas para homens com mais de 70 kg (39).

A propósito das disfunções nos punhos, sabe-se que a propulsão em alta cadência e as bruscas aplicações de forças também levam a maiores danos ao nervo mediano (37, 40). O principal fator que estaria relacionado ao agravamento do nervo mediano seria toda e qualquer forma de aumento da

resistência ao deslocamento, como, por exemplo, o peso dos indivíduos, a distribuição ântero-posterior na cadeira, a baixa pressão dos pneus, o mau alinhamento das rodas e manutenção dos rolamentos (37, 40). Dessa maneira os aspectos importantes a considerar para evitar injúrias em punho e ombros seriam a condição física dos indivíduos, a habilidade para a execução da propulsão, ajustes e estado de conservação das CRMs (37, 40).

Por fim, os estudos epidemiológicos demonstram que 31% a 73% dos usuários de CRM relatam sentir dores nos ombros (39). Com relação aos punhos, observa-se que 49% a 73% dos cadeirantes apresentam síndrome do túnel do carpo (37, 40).

São esses fundamentos que levam a crer, em parte, que após 10 ou 15 anos do uso de CRM, 50% a 70% dos indivíduos apresentam comprometimentos graves nos membros superiores (6, 9).

Graças à falta de subsídios teóricos para a análise e reabilitação em CRM, os usuários desenvolvem espontaneamente sua técnica de propulsão, a qual geralmente não é a melhor. Uma das razões para isso é o fato de que, durante o processo de reeducação, a intervenção é principalmente focada no reaprendizado da marcha, muitas vezes sem sucesso (41). Com isso, o padrão motor da propulsão é negligenciado durante o processo de recuperação funcional (41). Sugerimos, a partir da leitura desses estudos e da percepção do problema aqui analisado, a inversão desse processo: a propulsão na cadeira de rodas deve ser ensinada e treinada desde o instante em que o paciente inicia o tratamento, diferentemente do processo comum que é realizado, quando a propulsão é focada somente se o paciente não é capaz de caminhar novamente. Inverter a ordem do processo de reabilitação funcional pode gerar ao paciente melhores condições de locomoção.

Considerações finais

Apesar dos esforços em pesquisas, ainda existem muitas divergências entre os temas e entre os métodos de avaliações adotados, o que impede que boa parte dos resultados encontrados seja aplicável à vida cotidiana dos usuários de CRM. Ainda não há consenso sobre quais treinamentos poderiam ser prescritos aos indivíduos e quais os possíveis ajustes para as CRMs que contribuiriam de fato para a minimização das disfunções

músculoesqueléticas e para o aumento da qualidade de vida de seus usuários.

O alto índice de lesão faz com que as pesquisas para melhorar a CRM e a propulsão sejam cruciais para a manutenção da saúde e do bem-estar do cadeirante. Espera-se que no futuro, com o avanço das pesquisas, sejam traçados protocolos de posicionamento na CRM e treinamento de propulsão capazes de baixar os índices de lesão. Além disso, os dados de estudos poderão ser utilizados para direcionar políticas sociais de mudanças de infraestrutura na comunidade.

Agradecimentos

“Supported by the Programme Alβan, the European Union Programme of High Level Scholarships for Latin America, scholarship n. E06M101189BR” e à Capes pelo financiamento da bolsa de pesquisa.

Referências

1. Van der Woude LH, Groot S, Janssen TWJ. Manual wheelchairs: research and innovation in rehabilitation, sport daily life and health. *Med Eng Phys.* 2006;28(9):905-15.
2. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE. Censo 2000. [acesso 20 nov. 2007]. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/censo>.
3. Finley MA, Rasch EK, Keyser RE, Rodgers MM. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(3B):385-95.
4. Kotajarvi BR, Basford Jr, An KN, Morrow DA, Kaufman KR. The effect of visual biofeedback on the propulsion effectiveness of experienced wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(4):510-5.
5. Veeger HE, van der Woude LH, Rozendal RH. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24(1):100-7.
6. Van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(6):1214-20.

7. Chaves ES, Boninger ML, Cooper R, Fitzgerald SG, Gray DB, Cooper RA. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(11):1854-8.
8. Bromley RDF, Matthews DL, Thomas CJ. City centre accessibility for wheelchair users: the consumer perspective and the planning implications. *Cities.* 2007;24(3):229-41.
9. Veeger HE, Rozendaal LA, van der Helm FC. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clin Biomech.* 2002;17(3):211-8.
10. Brochard S, Pedelucq J-P, Cormerais A, Thiebaut M, Rémy-Néris O. Satisfaction with technological equipment in individuals with tetraplegia following spinal cord injury. *Ann Readapt Med Phys.* 2007;50(2):78-84.
11. Veeger HE, van der Woude LH, Rozendal RH. A computerized wheelchair ergometer. Results of a comparison study. *Scand J Rehabil Med.* 1992;24(1):17-23.
12. Rodgers MM, Tummarakota S, Lieh J. Three-dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion. *J Appl Biomech.* 1998;14:80-92.
13. de Groot S, Veeger HE, Hollander AP, van der Woude LH. Influence of task complexity on mechanical efficiency and propulsion technique during learning of hand rim wheelchair propulsion. *Med Eng Phys.* 2005;27(1):41-9.
14. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):76-80.
15. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):81-7.
16. Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML, Shimada SD. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev.* 1997;34(2):162-70.
17. Dabonneville M, Kauffmann P, Vaslin P, de Saint Rémy N, Couétard Y, Cid M. A self contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability.* 2005;17(2):63-76.
18. Moss AD, Fowler NE, Goosey-Tolfrey VL. The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *J Biomech.* 2005;38(1):15-22.
19. Chow JW, Chae WS. Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race. *J Biomech.* 2007;40(11):2564-8.
20. Van der Woude LH, Formanoy M, de Groot S. Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? *Med Eng Phys.* 2003;25(9):765-74.
21. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Karpinski AP, Axelson PW. Reduced finger and wrist flexor activity during propulsion with a new flexible handrim. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(12):1643-7.
22. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(5):608-13.
23. Wei SH, Huang S, Jiang CJ, Chiu JC. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clin Biomech.* 2003;18(6):S46-52.
24. Tomlinson JD, Aussprung J, Beatty H, Patterson S. Reliability of measurements of static weight distribution of manual wheelchairs. *Phys Ther.* 1994;74(4):349-55.
25. Rodgers MM, Keyser RE, Gardner ER, Russell PJ, Gorman PH. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 2000;37(3):283-95.
26. de Saint Rémy N, Vaslin P, Dabonneville M, Gavand LMA. Dynamics of manual wheelchair locomotion: influences of the level and the fore-and-aft distribution of the total mass on the resultant braking force. *Sci Sports.* 2003;18:141-9.
27. Sanderson DJ, Sommer HJ. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech.* 1985;18(6):423-9.
28. Shimada SD, Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1998;35(2):210-8.
29. Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(5):718-23.

30. De Groot S, Veeger DH, Hollander AP, van der Woude LH. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(5):756-66.
31. de Groot S, Veeger HE, Hollander AP, van der Woude LH. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clin Biomech.* 2002;17(3):219-26.
32. Rozendaal LA, Veeger DE. Force direction in manual wheel chair propulsion: balance between effect and cost. *Clin Biomech.* 2000;15(Suppl 1):S39-41.
33. Rozendaal LA, Veeger HE, van der Woude LH. The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *J Biomech.* 2003;36(2):239-47.
34. van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(7):1434-40.
35. van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger HE. Glenohumeral joint loading in tetraplegia during weight relief lifting: a simulation study. *Clin Biomech.* 2006;21(2):128-37.
36. Roux L, Hanneton S, Roby-Brami A. Shoulder movements during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion in able bodied subjects. *Clin Biomech.* 2006;21(Suppl 1):S45-51.
37. Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(8):910-5.
38. Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, Towers JD, Koontz AM, Souza AL. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(11):1615-20.
39. Mercer JL, Boninger M, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech.* 2006;21(8):781-9.
40. Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Rudy TE. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(4):364-72.
41. Khélia I, Laboisse JJ, Pillu M, Lavaste F. Réduction des contraintes liées à la propulsion manuelle d'un fauteuil roulant, chez la personne âgée. *Revue Médicale de l'Assurance Maladie.* 2005;36(1):89-95.

Recebido: 02/02/2011

Received: 02/02/2011

Aprovado: 23/05/2011

Approved: 05/23/2011