



As Correlações Entre o Design, Biomecânica e Usuário da Cadeira de Rodas Manuais: Um Estudo de Revisão

The Correlations Between Design, Biomechanics and User Manuals Wheelchair: A Review Study

<OMITIDO PARA REVISÃO CEGA>
[e-mail](#) <OMITIDO PARA REVISÃO CEGA>

<OMITIDO PARA REVISÃO CEGA>
[e-mail](#) <OMITIDO PARA REVISÃO CEGA>

Resumo

A lesão medular gera a deficiências físicas afetando a vida de pessoas que, na maioria das vezes, passam a utilizar cadeira de rodas para se locomoverem, o que exige demasiado esforço dos seus membros superiores. A propulsão para cadeira de rodas é um movimento complexo que envolve uma interface homem-máquina e forças repetitivas, sendo que as lesões no ombro estão relacionados momentos ocorridos nos membros superiores. Conclui-se que há correlação entre aspectos de design na biomecânica em cadeira de rodas manuais e que os usuários ainda sentem dor e dificuldade ao utiliza-la.

Palavras Chave: design; tecnologia assistiva; biomecânica e cadeira de rodas.

Abstract

Spinal cord injury generates a physical disability that affects the lives of people who, in most cases, start to use the wheelchair to get around, requiring much effort on his upper limbs. Wheelchair access propulsion is a complex movement that involves a man-machine interface and repetitive forces and moments that shoulder injuries are related occurred in the upper limbs. We conclude that there is a correlation between the design aspects of biomechanics manuals in a wheelchair and still feel pain and difficulty using it.

Keywords: *design; assistive technology; biomechanics and wheelchair.*

Introdução

A deficiência física afeta um grande número de brasileiros, podendo ser definida como a alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física (SECRETARIA DE ESTADO DOS DIREITOS HUMANOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA, s/d). O censo de 2010 aponta que 23,9% da população total têm algum tipo de deficiência, seja ela visual, auditiva, motora, mental ou intelectual, sendo que 7% delas motora (SECRETARIA DE DIREITOS HUMANOS DA PRESIDÊNCIA DA REPÚBLICA, 2012).

A lesão medular causa deficiência física, sendo definida como todo dano às estruturas contidas no canal medular (medula, cone medular e cauda equina), podendo levar a alterações motoras, sensitivas, anatômicas e psicoafetivas, se manifestando principalmente como paralisia ou paralisia dos membros (Ministério da Saúde, 2013). Como consequência muitos indivíduos que sofreram lesão na medula usam uma cadeira de rodas manual mais comumente, como seu principal modo de conseguir independência de mobilidade na vida cotidiana e dependem fortemente de seus membros superiores para impulsionar sua cadeira de rodas através da propulsão manual. Devido a isso tem sido associada a alta prevalência de dor e inflamação nas articulações dos ombros e punhos (MEDOLA, ELUI, FORTULAN, 2012) existindo ainda grande possibilidade de ser causado pelos requisitos de carga elevada e de baixa eficiência mecânica da tarefa (RANKIN, J.W. et al, 2010). Estima-se que 68% dos indivíduos com paraplegia exibem mudanças degenerativas do ombro e perdem estabilidade no seu tronco e mais do que 70% dos indivíduos com lesão na medula espinhal sentem dores no ombro (RONALD J. TRIOLO et al, 2013), devido a cadeira de rodas requerer considerável demanda física dos membros superiores e ser uma das principais atividades associadas com a alta prevalência de lesões.

Pesquisas com cadeira de rodas, atualmente, possuem fator significativo em publicações de tecnologia assistiva, porém apesar dos esforços, ainda existem altos índices de lesão e faz com que haja trabalhos para melhorar a cadeira de rodas e as formas de propulsão, de modo que sejam cruciais para a manutenção da saúde e do bem-estar do cadeirante sendo um nicho de mercado ainda não conquistado pelas empresas de produtos industriais destinados aos portadores de deficiência física (YOSHIMASA S. JR. et. al, 2012).

O objetivo deste trabalho é estudar as correlações entre o design, biomecânica e cadeira de rodas.

Fundamentação Teórica

A propulsão na cadeira de rodas manual

O uso da cadeira de rodas manuais preserva a força dos membros superiores e incorpora o condicionamento cardiovascular, sendo uma forma eficaz de mobilidade sobre rodas para pessoas com lesão medular ou impedimentos dos membros inferiores, permitindo uma maior independência e participação na comunidade (MUNARETTO, J.M. et al, 2012).

A locomoção através da maioria das cadeiras de rodas é feita através da propulsão manual, caracterizando-se como um movimento complexo que envolve uma interface homem-máquina, onde para a propulsão do equipamento é necessária a execução de repetidas aplicações de forças, em um fino aro de tração (15-19 mm de diâmetro) durante um curto

período de tempo, correspondendo de 20% a 40% de todo o ciclo de movimento (YOSHIMASA S. Jr et al, 2012). Ocorrendo as fases quando a mão está com em contato com o handrim (fase de prensão) , quando ocorre a propulsão (fase de impulso), quando a mão está fora do handrim (fase de recuperação), sendo que nestas fases há diversos estudos analisando as relações do usuário com a cadeira de rodas (JAYARAMAN, C. et al, 2014). Foram avaliadas por Boninger et al., quatro formas de impulsionar a cadeira de rodas, sendo elas: propulsão semi-circular, propulsão em forma de laço, propulsão em forma de oito e propulsão na forma de arco. Foi constatado que o padrão arco é o mais inadequado e a semi-circular mostrou-se mais adequada, por provocar menos torque no aro de propulsão e menos força (BONINGER et al. 2002 apud CARRIEL, I. R. R., 2007).

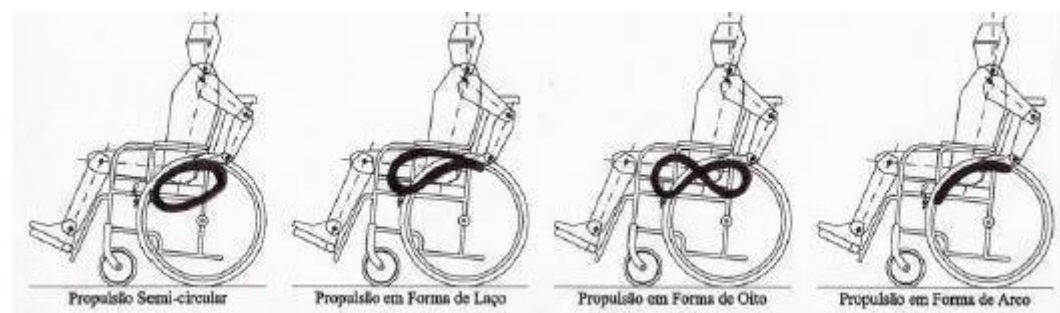


Figura 01: Formas de propulsão de uma cadeira de rodas manual. (CARRIEL, I. R. R., 2007)

Para se ter um bom rendimento na propulsão é necessário que se haja potência, sendo esta obtida como produto da força e velocidade e influencia na eficiência da ação biomecânica (HAMIL, J; KNUTZEN, K.M. 1999). Estudos de biomecânica têm relacionado à propulsão na cadeira de rodas com uma prevalência de lesões músculo-esqueléticas dos membros superiores (N. LOUIS, P. GORCE, 2010). O movimento cíclico repetitivo do braço necessário para a propulsão manual exige significativamente da extremidade superior, especificamente o ombro, ocorrendo dores devido ao membro superior humano não ser voltado para a locomoção humana (JAYARAMAN, C. et al, 2014), sendo a dor causada pelas contrações musculares acima da capacidade circulatória (IIDA ,2005). De acordo com a figura 02 que apresenta a quantificação da carga mecânica sobre as três articulações do complexo ombro, a demanda de esforço nas articulações nos esforços da propulsão na cadeira de rodas é maior nos indivíduos com deficiência física, especialmente na articulação acromioclavicular.

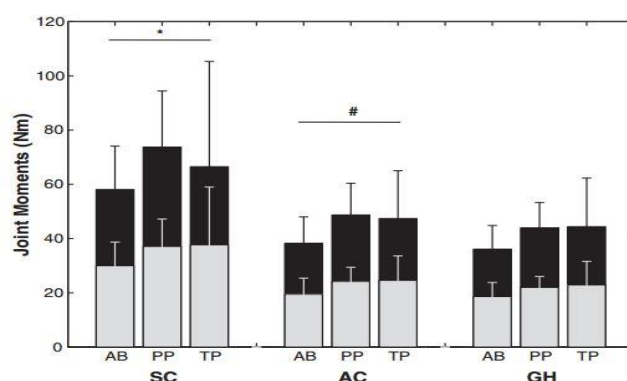


Figura 02: Momentos da articulação (DRONGELEN, S. VAN et al, 2011). Legenda: SC = articulação esterno-clavicular, AC = articulação acromioclavicular, GH = articulação glenoumeral, AB = indivíduos , PP = indivíduos com paraplegia e TP = indivíduos com tetraplegia.

O aumento da incidência de lesões em cadeirantes provavelmente são causados pelo elevado número de repetições (WESTERHOFF, P. et al, 2011), sendo que conduzir a cadeira em uma cadência aumentada poderia gerar um risco maior de lesões músculo-esqueléticas (LOUIS, N; GORCE,P;. 2012). A osteoporose pode ser uma consequência da lesão medular, ocorrendo um acentuado declínio na densidade mineral óssea. Tal fato torna-se relevante na medida em que resulta numa fragilidade óssea, portanto, com maior risco de fraturas nos usuários de cadeiras de rodas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). A síndrome do impacto do ombro é uma patologia comum decorrente do uso exaustivo dos ossos omoplata e úmero na propulsão da cadeira de rodas manual em atividades do cotidiano do cadeirante como subir rampa ou pisos elevados (MORROW, M.M.B. et al, 2011). O número de problemas do ombro é muitas vezes subestimado, porque na maioria das vezes são sem sintomas iniciais e quando a dor no ombro se manifesta, a maioria dos danos já pode ter ocorrido (DRONGELEN, S. VAN et al, 2011). A ruptura dos tendões do manguito rotador também é uma lesão que ocorre entre os usuários de cadeira de rodas e é dolorosa, acarretando um ombro fraco e doloroso (ROBERTO, Dr. s/d) e a cirurgia do manguito rotador em pacientes em cadeira de rodas é um desafio, além dos dados clínicos sobre esta doença serem limitadas, sendo um problema aos usuários de cadeiras de rodas. É apontado também que as mulheres são mais afetadas pelas lesões de ombro, principalmente devido ao desalinhamento anatômico, pelo fato das cadeiras serem projetadas para homens de 70 kg, que tem uma força muscular maior e dimensões corporais maiores que as mulheres (MERCER JL et al, 2006).

Contribuições do design ergonômico na cadeira de rodas manuais para prevenção de lesões.

O processo de desenvolvimento da cadeira de rodas manuais é complexo e envolve parâmetros que são frutos de pesquisas de diversas áreas, sendo uma delas a ergonomia, que é definida pela Associação Internacional de Ergonomia (IEA) como a “disciplina científica relacionada ao entendimento das interações entre os seres humanos e outros elementos ou sistemas” (IEA apud ABERGO, s/d). A ergonomia física, “está relacionada com as características da anatomia humana, antropometria, fisiologia e biomecânica em sua relação a atividade física, manuseio de materiais, movimentos repetitivos, distúrbios” (ABERGO, s/d).

Pesquisas em design ergonômico vêm contribuindo para melhorar a configuração da cadeira de rodas em diversos aspectos. Autores apontam que a inércia da rotação e massa da cadeira de rodas pode influenciar o torque, e os esforços durante as manobras (JAYME J. CAPALL, et al, 2013), sendo apontado por MEDOLA, F SPRIGLE, S (2014):

“O design e configuração dos componentes de uma cadeira de rodas manual afetam a inércia rotacional do sistema e, desta forma, sua dirigibilidade [...] a distribuição de massa na geometria da cadeira de rodas é mais determinante para a inércia rotacional do que a massa total; a posição anterior posterior das rodas traseiras determina o comprimento da cadeira e, portanto, a inércia rotacional [...] recomenda-se concentrar maior parte da massa em posição centralizada, próximo ao centro de massa da cadeira de rodas; reduzir o máximo possível – sem comprometer a estabilidade – as medidas de comprimento e largura da cadeira de rodas.”

A geometria do assento e os materiais utilizados proporcionam uma postura mais adequada ao cadeirante (PASCHOARELLI, LC.,MENEZES, 2009). Ajustes antropométricos podem melhorar a biomecânica da propulsão: diminuir a distância vertical entre os ombros e eixo da roda para que a flexão do cotovelo do usuário trabalhe com um ângulo de 120° e posicionar a

roda de propulsão na parte da frente da cadeira, (BONINGER et al. 2002 apud CARRIEL, I.R.R, 2012).

Existem diferenças entre indivíduos sãos e paraplégicos no uso da cadeira, sendo demonstrado na figura 03 que a ativação muscular é maior no grupo paraplégico (LOUIS, N; GORCE, P. 2010).

	Early push		Late push		Recovery	
	EMGi	Peak	EMGi	Peak	EMGi	Peak
Deltoid	+	ns	ns	ns	ns	ns
Anterior	0.030	0.085	0.912	0.280	0.352	0.302
Deltoid	+	ns	ns	ns	ns	ns
Posterior	0.040	0.657	0.739	0.419	0.158	0.238
Trapezius	+	+	ns	ns	+	+
	0.009	0.008	0.456	0.454	0.010	0.005
Triceps	+	+	+	+	+	+
Brachii	0.002	0.001	0.03	0.009	0.004	0.010
Biceps	+	ns	ns	ns	ns	ns
Brachii	0.030	0.181	0.302	0.121	0.100	0.104
Pectoralis	+	ns	ns	+	ns	ns
Major	0.006	0.095	0.134	0.04	0.101	0.461
Latissimus	+	+	+	+	+	+
Dorsi	0.002	0.040	0.010	0.003	0.030	0.040

Figura 03: Diferenças nas ativações musculares entre o grupo de paraplégicos e sãos.(LOUIS, N; GORCE, P. 2010)

Diversos aspectos influenciam no uso de uma cadeira de rodas. O design da pega do aro de propulsão é importante, de modo que quanto maior o ângulo de contato, maior a força aplicada e menor a perda de energia no ato da propulsão (VEGTER et al, 2015) e reduzindo-se a cadência na cadeira de rodas manual é menor a probabilidade de desenvolvimento de dores e lesões nas extremidades superiores (RANKIN, J.W. et al, 2012). O aro propulsor ou handrim foi estudado e desenvolvido um novo conceito ergonômico com uma área de contato maior. Para o design de um aro de propulsão ergonômico para cadeira de rodas, com conceitos antropométricos (indivíduos adultos) e princípios ergonômicos de ferramentas manuais, apresentando “acoplamento satisfatório com a mão, com maior superfície de contato, postura menos flexora dos dedos, apoio adequado para o polegar e eminência tenar” (MEDOLA, ELUI, FORTULAN 2012), sendo apresentado na figura 04.

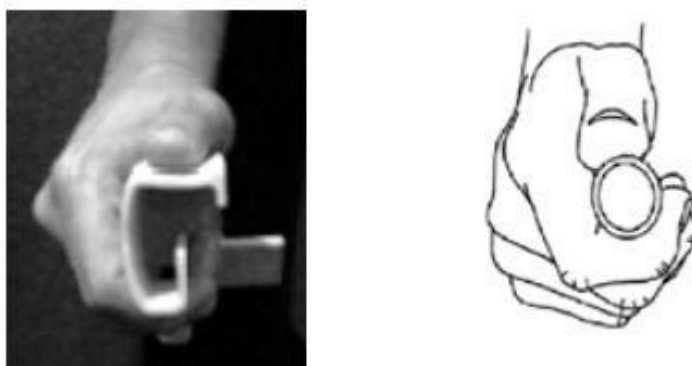


Figura 04: Acoplamento da mão: (a) aro ergonômico; aro convencional (MEDOLA, ELUI, FORTULAN, 2012).

A regulagem de altura do assento também influencia na propulsão, onde o tempo de propulsão diminui e o de recuperação muscular aumenta, conforme aumenta a altura do assento (LOUIS, N.; GORCE, P, 2012, LEARY, M. et. al, 2012), portanto, os ajustes no

equipamento melhora a compreensão do recrutamento muscular durante a propulsão (LOUIS, N.; GORCE, P, 2010). Pesquisas demonstram que a estabilidade do tronco é um importante fator para a usabilidade da cadeira de rodas, sendo apontado que o controle do tronco também é um importante fator da mobilidade, o equilíbrio e o fortalecimento da musculatura colabora nas habilidades motoras com a CRM (GOMES, A. L. C. B, et al, 2013) e a estabilização da coluna vertebral e pelve com estimulação elétrica pode melhorar a capacidade de transmitir forças propulsoras para o aro de propulsão, sem aumentar as exigências no ombro, melhorando assim a eficiência de propulsão (RONALD J. TRILO et al, 2013).

Cuidadores, enfermeiros, geriatras, fisiatras, fisioterapeutas, usuários idosos e não usuários de cadeiras de rodas apontam os seguintes problemas nos modelos atuais do equipamento, conforme descrito na figura 05:

Causas e Benefícios dos Itens que Comprometem a Segurança		
Item	Avaliação	Causa/Benefício
Aro de propulsão	Ineficientes durante o teste de usabilidade	Pega ineficiente e/ou muito próximo da roda e raios.
Descanso para os pés		Dificulta para levantar-se; não param levantados.
Sistema de Travamento (Freios)		Muito baixo e/ou duro.
Apoiadores de braços		Falta Trava de Segurança.
Assento e encostos		Deveriam ser mais resistentes.
Rodízios		Muito movimento deveria ter um limite e o rolamento deveria ser mais macio.
Alças para abrir/fechar a cadeira de rodas	Não existem	Facilitaria abrir/fechar e não prenderia os dedos na estrutura.
Apoio para a cabeça e pescoço		Favoreceria o conforto e o não surgimento de outras patologias.
Cinto de Segurança		Minimizaria os riscos acidentários.
Sustentação dos ombros		Favoreceria o conforto e a postura.

Figura 05: Causas e Benefícios dos Itens que Comprometem a Segurança (CARRIEL, I. R. R, 2007).

Por fim, estudos mostram que as cadeiras de rodas especiais podem ser eficazes, de modo que, a cadeira de rodas manual de propulsão assistida pode ser eficaz em ensaios que visam redução dos fatores de risco de lesões no ombro relacionadas com a cadeira de rodas em indivíduos saudáveis (KLOOSTERMAN, M.G.M et al, 2012) auxiliando na prevenção de lesões tal como escaras e a piora na postura corporal (WESTERHOFF, P. et al, 2011).

Conclusão

Conclui-se que aspectos do design como ergonomia, materiais e regulação influenciam na biomecânica e por decorrência a eficiência do uso da cadeira de rodas manual. Foi apontado que a cadência acelerada, assento baixo e sobrecarga nos músculos superiores contribuem

para lesões no usuário de cadeira de rodas manuais. O movimento cíclico repetitivo dos membros superiores, necessário para a propulsão manual, exige demasiado da extremidade superior, especificamente do ombro, ocorrendo dor devido aos membros superiores não serem especializados para a locomoção, colocando o usuário em risco de desenvolvimento de diversas patologias, principalmente nos ombros. Apesar de estar sendo pesquisado por diversas áreas, ainda necessita de mais pesquisa e desenvolvimento para melhorar seus aspectos de uso. Em relação ao design, foi apontado por profissionais de saúde, usuários e não usuários de cadeira de rodas, diversos aspectos em que o equipamento aponta ser ineficiente e ainda há carência de inovação no mercado para este tipo de equipamento no Brasil.

Bibliografia de referência

ABERGO. **O que é ergonomia.** Disponível em: <http://www.abergo.org.br/internas.php?pg=o_que_e_ergonomia>. Acessado em: 18 de setembro de 2015.

CARRIEL, I. R. R. **Recomendações e rgonômicas para o projeto de cadeira de rodas: considerando os aspectos fisiológicos e cognitivos dos idosos.** 2007. 268 p. Dissertação. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação. Programa de Pós-Graduação em Desenho Industrial.

DRONGELEN, S. VAN et al. **Load on the shoulder complex during wheelchair propulsion and weight relief lifting.** Clinical Biomechanics 26 (2011) 452–457

JAYME, J. et al. **Changes in inertia and effect on turning effort across different wheelchair configurations.** JRRD, Volume 50, Number 10, 2013

JAYARAMAN, C. et al. **Shoulder Pain and Cycle to Cycle Kinematic Spatial Variability during Recovery Phase in Manual Wheelchair Users: A Pilot Investigation.** PLOS ONE March 2014 | Volume 9 | Issue 3 | e89794

LEARY, M. et. al, **A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics.** Medical Engineering & Physics 34 (2012) 1278– 1286.

MUNARETTO, J.M. et al. **Simulated effect of reaction force redirection on the upper extremity mechanical demand imposed during manual wheelchair propulsion.** Clinical Biomechanics 27 (2012) 255–262

YOSHIMASA, S. J.et. al. **Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura.** Fisioter. Mov., Curitiba, v. 25, n. 1, p. 185-194, jan./mar. 2012

IIDA, ITIRO. **Ergonomia: projeto e produção** / Itiro Iida - 2 ed. ver. e ampl. - São Paulo: Blucher, 2005. 614 p.

GOMES, A. L. C. B. et al. **Habilidades motoras de cadeirantes influenciadas pelo controle de tronco**. Motriz, Rio Claro, v.19, n.2, p.278-287, abr./jun. 2013

HAMILL, J; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

KLOOSTERMAN, M.G.M . et al. **Comparison of shoulder load during power-assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion**. Clinical Biomechanics 27 (2012) 428–435

LOUIS,N.; GORCE, P. **Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration**. Clinical Biomechanics 25 (2010) 879–885

MEDOLA, ELUI, FORTULAN. **Ergonomia no projeto e desenvolvimento de um aro de propulsão manual para cadeira de rodas**. Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde. 2012.

MEDOLA, F. O; SPRIGLE, S. **Avaliação da inércia rotacional de cadeira de rodas manual: implicações para o design ergonômico**. Blucher Design Proceedings. Novembro de 2014, Número 4, Volume 1

MERCER, JL et al. **Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users**. Clin Biomech. 2006;21(8):781-9.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. Brasil. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas e Departamento de Atenção Especializada. – Brasília : Ministério da Saúde, 2013. 68 p. : il.

MORROW, M.M.B. et al. **Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift**. Clinical Biomechanics 26 (2011) 352–357

RANKIN, J.W. et al. **The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion**. Journal of Biomechanics 43 (2010) 2771–2779

RANKIN, J.W. et al. **The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: A simulation study.** Clinical Biomechanics 27 (2012) 879–886

PASCHOARELLI, LC., MENEZES, MS., orgs. **Design e ergonomia: aspectos tecnológicos [online].** São Paulo: Editora UNESP; São Paulo: Cultura Acadêmica, 2009. 279 p. ISBN 978-85-7983-001-3. Available from SciELO Books <<http://books.scielo.org>>. Acessado em: 3 set 2015

PORTAL EDUCAÇÃO. **Características musculares para o movimento humano.** s/d. Disponível em: <http://www.portaleducacao.com.br/?gclid=CjwKEAjjw7O6vBRDpi7O-8OWSkwESJACNFsgxNJ0xW0VIBQ-JIOHPwBrtGoXkYOU51rQcE2nIejEjSRoCz2_w_wcB> Acessado em: 18 de setembro de 2015.

GORCE, P, LOUIS,N.. **Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: Influence of wheelchair settings.** Clinical Biomechanics 27 (2012) 7–15

ROBERTO, Dr. Paulo. **Lesão do Manguito rotador do ombro.** Disponível em: <<http://www.cmsalutaris.com.br/#!Lesão-do-Manguito-rotador-do-ombro/c1m66/552bf9110cf28ab7fac5f160>> Acessado em: 01 set 2015.

RONALD, J. T. et al. **Effects of Intramuscular Trunk Stimulation on Manual Wheelchair Propulsion Mechanics in 6 Subjects With Spinal Cord Injury.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2013;94:1997-2005.

Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Luiza Maria Borges Oliveira/ **Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência** / /Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília : SDH-PR/SNPD, 2012

Secretaria de Estado dos Direitos Humanos da Pessoa com Deficiência. **CONCEITO DE DEFICIÊNCIA SEGUNDO A CONVENÇÃO DA ONU E OS CRITÉRIOS DA CIF** <<http://www.desenvolvimentosocial.sp.gov.br/a2sitebox/arquivos/documentos/274.pdf>>

VEGTER et al. **Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion.** Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation (2015) 12:26

WESTERHOFF, P. et al. **Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured in vivo.** Clinical Biomechanics 26 (2011) 982–989