



## **FORÇAS DE CONTATO NA INTERFACE MÃO-ARO PROPULSOR DE CADEIRA DE RODAS: IMPLICAÇÕES AO DESIGN ERGONÔMICO** ***CONTACT FORCES ON HAND-HANDRIM INTERFACE: IMPLICATIONS TO THE ERGONOMIC DESIGN***

Fausto Orsi Medola<sup>1</sup>, D.Sc.  
Luis Carlos Paschoarelli<sup>2</sup>, D.Sc.  
Danilo Correa da Silva<sup>3</sup>, M.Sc.  
Valéria Meirelles Carril Elui<sup>4</sup>, D.Sc.  
Carlos Alberto Fortulan<sup>5</sup>, D.Sc.

(1) Departamento de Design, FAAC, UNESP, Bauru-SP; Programa de Pós-graduação em Design,  
FAAC, UNESP, Bauru-SP.

e-mail: [fausto.medola@faac.unesp.br](mailto:fausto.medola@faac.unesp.br)

(2) Departamento de Design, FAAC, UNESP, Bauru-SP; Programa de Pós-graduação em Design,  
FAAC, UNESP, Bauru-SP.

e-mail: [paschoarelli@faac.unesp.br](mailto:paschoarelli@faac.unesp.br)

(3) Programa de Pós-graduação em Design, FAAC, UNESP, Bauru-SP.

e-mail [danilo@idemdesign.net](mailto:danilo@idemdesign.net)

(4) Departamento de Neurociências e Ciências Comportamentais, FMRP, USP, Ribeirão Preto-SP;  
Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC – USP, São  
Carlos-SP.

e-mail: [velui@fmrp.usp.br](mailto:velui@fmrp.usp.br)

(5) Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia de São Carlos, USP, São Carlos-SP.

e-mail: [cfortula@sc.usp.br](mailto:cfortula@sc.usp.br)

**Palavras-chave:** Cadeira de Rodas, Design Ergonômico, Propulsão Manual

O objetivo deste estudo é investigar as forças de contato na superfície manual durante a propulsão manual de cadeira de rodas. Os resultados apresentados expõem as limitações e potencialidades do design dos aros propulsores que fundamentam a aplicação do design ergonômico, favorecendo o uso seguro, saudável e confortável do dispositivo.

*Keywords: Wheelchairs, Ergonomic Design, Manual Propulsion*

*This study aimed to investigate the contact forces on hands' surface during manual wheelchair propulsion. The current results expose the limitations and potentials of handrim design that support the application of ergonomic design, favoring safe, healthy and comfortable device usage.*

### **1. Introdução**

A cadeira de rodas está inserida no grupo dos dispositivos de tecnologia assistiva, e tem como principal objetivo promover e/ou facilitar a mobilidade independente de seus usuários (SCHERER; CUSHMAN, 2001).

Em sua versão manual – a mais comumente utilizada – o usuário locomove-se através da aplicação repetida de forças nos aros propulsores, cujo design tem sido apontado como um dos fatores que contribuem para os problemas de usabilidade, conforto e incidência de lesão nos membros superiores (PERKS et al., 1994; WOUDE et al., 2003).

Conhecer os aspectos biomecânicos da interação entre as mãos e os aros propulsores é importante para identificar os problemas na interface mão-aro e, desta forma, melhorar o design do dispositivo, favorecendo seu uso seguro, confortável e eficiente. Neste sentido, torna-se importante compreender como se dá a relação entre a mão humana e a interface de propulsão das cadeiras de rodas.

## 2. Revisão Teórica

A propulsão manual de cadeira de rodas caracteriza-se como uma atividade de elevada demanda de trabalho, pois envolve a aplicação de forças de forma repetitiva. Além de ser esta uma condição de indução à fadiga e, portanto, limitação da capacidade locomotora, existe alta prevalência de lesões em ombros, punhos e mãos de usuários de cadeira de rodas (ALM et al., 2008; CURTIS et al., 1999; SUBBARAO et al., 1994).

Para usuários de cadeira de rodas, a dor em membros superiores exerce um efeito devastador, sendo relacionada com piora na qualidade de vida e maior dependência de cuidadores (BONINGER et al., 2004). Uma vez que usuários de cadeira de rodas dependem dos membros superiores para a locomoção, transferências e para a maioria das atividades de vida diária, a preocupação com a manutenção da integridade e função dos membros superiores assume especial importância.

Com a cadeira em movimento, o contato das mãos aos aros é rápido, porém intenso. O usuário precisa fazer contato com o aro (em movimento devido à rotação das rodas) em uma posição posterior, segurá-lo, impulsioná-lo por um dado arco de circunferência e soltá-lo, momento em que as mãos movimentam-se para trás para iniciar um novo ciclo.

Devido ao curto período de interação, o encaixe das mãos aos aros em movimento não é tarefa simples, e requer a combinação de força e coordenação dos movimentos de membro superior, e uma interface que possibilite a preensão estável e confortável, a fim de garantir a aplicação segura e eficiente de força propulsora.

Encontrado na maioria das cadeiras de rodas de uso diário comercialmente disponíveis, o aro de propulsão convencional é um tubo cilíndrico metálico de aproximadamente 20 mm de diâmetro, instalado lateralmente à roda e distante por cerca de 20 mm (Figura 1).



Figura 1. Aro propulsor convencional: tubo cilíndrico metálico instalado lateralmente à roda.

Estudos apontam que o aro convencional, é muito pequeno para uma preensão manual firme, segura e confortável (WOUDE et al., 2003; DIERUF et al., 2008), o que evidencia os problemas de usabilidade decorrentes do design do aro, que não contempla a ergonomia da propulsão manual na interface entre usuário e dispositivo.

A superfície de contato insuficiente impede que grande parte da superfície manual seja utilizada para segurar o aro. Em consequência, é necessário maior atividade muscular para estabilizar a mão no aro, ao invés de impor movimento à cadeira, reduzindo assim a eficiência biomecânica da propulsão manual (WOUDE et al., 2003).

Uma outra consequência da superfície reduzida é a concentração das forças de contato nas áreas onde ocorre o contato entre a mão e o aro, conforme demonstrado na Figura 2. Assim, a concentração de forças em áreas pequenas e delicadas das mãos, tais como as falanges distais, resulta em maior

pressão nestas regiões e, possivelmente, **compromete o conforto e segurança durante a propulsão manual.**



Figura 2. Interface entre aro e mão: seção transversal demonstrando os principais pontos de contato (Modificado de: Medola et al., 2012).

Os problemas de usabilidade decorrentes do design dos aros convencionais foram demonstrados por Perks et al. (1994). Em um estudo com 117 usuários de cadeira de rodas, os autores encontraram que apenas 39% seguram apenas o aro para a propulsão, 54% seguram o aro e o pneu juntos, e 7% usam apenas o pneu.

Do estudo acima citado, pode-se concluir que mais de 60% não utilizam os aros propulsores da maneira correta, considerando sua função primária de interface através da qual os usuários impõem movimento à cadeira de rodas. O contato com os pneus durante a propulsão manual, além de não higiênico,  **aumenta o risco de traumas nas mãos com as rodas e a estrutura da cadeira.**

Em tarefas manuais, a distribuição das forças de contato na superfície das mãos não é uniforme, sendo dependente do design do dispositivo manual e das características da tarefa. Consequentemente, o risco de traumas mecânicos, formação de bolhas e até mesmo microfraturas também não é uniforme em toda a superfície manual (MURALIDHAR et al., 1999).

Dentre as ferramentas de pesquisa ergonômica, um dos métodos de se estudar os aspectos biomecânicos da interface entre usuário e dispositivos manuais é a investigação das forças de contato na superfície das mãos. Através do uso de luvas instrumentadas com sensores de força, é possível medir e localizar as forças que a interface do dispositivo exerce sobre a superfície manual.

A investigação das forças de contato na superfície manual já foi utilizada para o estudo de transporte manual de cargas (KONG; FREIVALDS, 2003), e no estudo do diâmetro de cabos e manopla (KONG; LOWE, 2005). No entanto, apesar dos problemas no design do aro propulsor e suas implicações na usabilidade, segurança e conforto do usuário serem preocupações importantes, até o momento nenhum estudo propôs-se a investigar os aspectos mecânicos da interface entre aro propulsor e superfície manual.

Em vista da evolução nos aspectos ergonômicos do design de diversos dispositivos manuais, tais como empunhaduras de ferramentas, utensílios domésticos e volantes de automóveis, é de certo modo surpreendente que o design do aro propulsor – tubo cilíndrico e metálico instalado lateralmente às rodas - mantém-se praticamente inalterado desde aproximadamente a metade do século passado. De acordo com Dieruf et al. (2008), o aro propulsor é um candidato a potenciais mudanças no design com o objetivo de aliviar a dor e prolongar o uso independente de cadeiras de rodas manuais.

**As condições de operação da atividade podem causar constrangimentos e lesões, isquemias e calosidades, normalmente decorrentes (entre outros fatores) das forças de contato exercidas na face palmar da mão humana. Esta condição influencia negativamente a qualidade ergonômica da interface e, especialmente, a qualidade de uso do produto.**

### 3. Objetivos

O presente estudo teve como objetivo estudar a distribuição de forças na superfície palmar das mãos durante a propulsão manual de cadeira de rodas. A caracterização da interação mecânica entre aro propulsor e mão, apresentada neste

estudo, fornece dados biomecânicos que podem fundamentar o design ergonômico aplicado ao melhoramento de aros propulsores de cadeira de rodas manuais.

#### 4. Materiais e Métodos

Este estudo foi realizado no Laboratório de Ergonomia e Interfaces –LEI (Departamento de Design, FAAC, UNESP, Bauru-SP).

##### 4.1 Participantes

Participaram do estudo vinte sujeitos recrutados a partir do campus da UNESP de Bauru. A amostra foi composta de dez homens e dez mulheres, com idade média de  $42,5 \pm 9,2$  anos, altura média de  $1,76 \pm 0,08$  m e massa média de  $84 \pm 18,3$  kg.

Todos participaram voluntariamente do estudo, tinham mais de 18 anos de idade e não apresentavam nenhuma deformidades, queixas de dor ou limitação dos membros superiores que pudesse interferir na atividade de propulsão manual.

Os participantes foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos do estudo, leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado por Comitê de Ética.

##### 4.2 Materiais

Para todos os testes com todos os participantes, foi utilizada uma mesma cadeira de rodas manual de uso diário (modelo: Star Lite; empresa: Ortobras®), com as seguintes medidas: 400 mm de largura e profundidade do assento, 400 mm de altura do encosto. Esta configuração é comumente encontrada em cadeiras de rodas comercialmente disponíveis, e foi aceitável para todos os participantes, não influenciando em sua habilidade de propulsionar a cadeira de rodas.

A avaliação das forças de contato na superfície manual foi realizada por um par de luvas instrumentalizadas com dez sensores de força FSR (*Force Sensor Resistors*, Interlinks Electronics, Inc., USA, Part No Model 402, diâmetro de 0,5 polegadas) distribuídos na face palmar da luva

(Figura 3).



Figura 3. Luva instrumentalizada com sensores de força: localização dos sensores (MC = metacarpo).

Esta luva foi desenvolvida especialmente para mensurar as pressões de reação na face palmar da mão humana, durante a manipulação de um instrumento manual (SILVA e PASCHOARELLI, 2009).

Um sistema de aquisição de dados foi utilizado para condicionamento do sinal dos sensores (taxa de amostragem de 10 Hz), com um módulo multifuncional (*DAQ - National Instruments - NI USB 6210, 16 bit, M Series*) e o software SADBIO para coleta e análise dos dados, desenvolvido utilizando-se o software Labview® 7.0 (*National Instruments, Austin, TX, USA*).

A disposição dos cabos e dispositivo de aquisição de dados foi organizada de tal forma a possibilitar a livre movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual e, desta forma, não interferir na na atividade dos participantes durante a coleta de dados, conforme demonstrado na Figura 4.



Figura 4. Localização dos componentes do sistema de coleta na cadeira de rodas: seta indica o dispositivo de aquisição de dados.

### 4.3 Métodos

Antes da coleta de dados, os participantes receberam instruções com relação à propulsão manual e frenagem da cadeira de rodas, e tiveram aproximadamente 10 minutos para experimentar a cadeira de rodas e se familiarizarem com a locomoção em cadeira de rodas.

O protocolo de teste consistiu em propulsão em linha reta por um percurso de 4 metros, em uma superfície plana e lisa. Partindo com a cadeira parada, os usuários propulsionavam a cadeira por cinco vezes de forma consecutiva, seguindo uma trajetória retilínea demarcada no solo com fita adesiva, a uma velocidade confortável auto-selecionada.

Assim, o primeiro toque caracterizava o início do movimento a partir do estado estacionário, os três toques seguintes tinham por objetivo acelerar e manter a cadeira em movimento, e o quinto e último toque tinha por objetivo frear totalmente a cadeira.

Cada participante repetiu o protocolo por três vezes. A média dos valores máximos de cada sensor foi obtida das três repetições. A comparação entre o registro de força na região dos dedos (aqui chamada de falange distais) e na região da palma

da mão (aqui chamada de região metacarpal) foi realizada agrupando-se os cinco sensores localizados nas falanges distais e os outros cinco sensores localizados na região palmar, respectivamente.

## 5. Resultados

Em ambas as mãos, houve maior concentração de forças de contato nas falanges distais (8,71 kgf) do que na região metacarpal (6,3 kgf). Este padrão de distribuição de forças foi encontrado durante as três fases do teste, conforme demonstrado na Tabela 1.

Tabela 1 – Média dos valores de força na região das falanges dos dedos e região dos metacarpos

Fase	Falanges	Metacarpos
Início	9,11	6,8
Aceleração	9,05	6,91
Frenagem	7,98	5,2

\*Valores em kilograma força (kgf).

A análise individual dos sensores demonstra que a falange distal do terceiro dedo apresenta as maiores médias dos registros de força (2,28 kgf), seguido pela falange distal do polegar (1,84 kgf), terceiro metacarpo na base do terceiro dedo (1,83 kgf), falange distal do quinto dedo (1,66 kgf) e falange distal do quarto dedo (1,68 kgf), respectivamente.

Por outro lado, os sensores que apresentaram as menores médias de força foram os localizados nas eminências tenar (0,78 kg) e hipotenar (0,93 kgf).

Quando comparadas as somas das médias de força dos sensores em cada mão, foi encontrada diferença entre a força total registrada na superfície das mãos direita (14,35 kgf) e esquerda (16,42 kgf).

## 6. Discussão

O presente estudo investigou a interação mecânica entre a superfície palmar das mãos e o aro propulsor durante a propulsão manual de cadeira de rodas.



Sendo o aro propulsor, a interface através da qual o usuário controla o movimento da cadeira, de fato trata-se de um componente essencial do equipamento, e desempenha papel importante na ergonomia da locomoção em cadeiras de rodas manuais.

A investigação da interface entre mão e aro em seus aspectos mecânicos é, portanto, objeto de pesquisa e desenvolvimento de alta relevância para o design ergonômico aplicado ao projeto de cadeira de rodas.

A maior concentração de forças de contato na região das falanges, especialmente terceiro dedo e polegar, indica atividade dos músculos flexores destes dedos na preensão do aro. Possivelmente, este achado resulta do fato de o design do aro propulsor não oferecer superfície de contato suficiente para o apoio estável de toda ou grande parte da mão. Consequentemente, os músculos são ativados na tentativa de melhorar a estabilidade e da preensão manual no aro.

Do ponto de vista ergonômico, o design de instrumentos manuais cuja atividade envolve a aplicação de forças de intensidade potencialmente elevadas, deve favorecer o suporte confortável de toda superfície manual (IIDA, 2005). **Portanto, o diâmetro pequeno (20 mm de seção transversa) do tubo do aro propulsor é um problema ergonômico que, em última análise, limita seu uso seguro, saudável e eficiente durante a propulsão manual.**

**A concentração de forças nas falanges distais dos dedos, conforme demonstrado neste estudo, é, possivelmente, um dos fatores que contribuem para as queixas de dor e desconforto nos membros superiores, reportado por usuários de cadeira de rodas em estudos anteriores (ALM et al., 2008; CURTIS et al., 1999; SUBBARAO et al., 1994).**

As falanges distais são regiões cuja sensibilidade é elevada, e por isto são mais suscetíveis à dor decorrente do contato com o aro durante a propulsão manual. Reduzir o contato distal e otimizar o contato na palma das mãos é um objetivo a ser buscado por designers, no intuito de melhorar a ergonomia do dispositivo.

Os resultados apontam duas regiões onde o contato ocorre em menor intensidade: as eminências tenar e hipotenar. Ambas estão localizadas na região metacarpal, e poderiam ser utilizadas como suporte para melhorar a estabilidade da preensão e, desta forma, reduzir a necessidade de preensão com as falanges distais.

A eminência tenar é contínua ao polegar, e com suporte adequado, mantém o polegar posicionado de forma apropriada para favorecer o componente tangencial da força aplicada ao aro (componente que impõe movimento à cadeira). Favorecer o contato na eminência tenar pode, portanto, reduzir a pressão na falange distal do polegar sem comprometer a precisão e capacidade de aplicação de força propulsora.

De um ponto de vista biomecânico, reduzir a necessidade de força para segurar o aro manual melhora a eficiência da propulsão, ao fazer com que uma maior parte da força aplicada ao aro seja direcionada para o movimento (componente tangencial da força). Segundo Boninger et al. (2004), a direção da força resultante no aro pode influenciar a carga nos ombros.

A força aplicada ao aro pelo usuário pode ser decomposta em três principais componentes: axial (Fa), radial (Fr) e tangencial (Ft), sendo este último o responsável por efetivamente impor movimento às rodas (FIGURA 5).

Durante a fase de impulsão, as mãos dos usuários têm que seguir o caminho circular do aro. As forças exercidas pelas mãos não influenciam a trajetória das mãos, o que torna possível a aplicação de forças não tangentes ao aro, resultando em baixa eficiência da propulsão (VEEGER et al., 1991).

Um maior componente tangencial aumentaria o momento em torno do eixo o que, em teoria, diminuiria o trabalho necessário para a mesma potência. Neste sentido, melhorar o design do aro propulsor, no sentido de exigir menor força para segurá-lo, pode favorecer a eficiência da locomoção.



Figura 5. Componentes da força aplicada ao aro. Ft = Força tangencial; Fa: força axial; Fr: força radial.

A locomoção pode também ser melhorada com a aplicação de maiores forças, porém isto tem sido associado a um maior custo fisiológico e maiores cargas ao ombro (GROOT et al., 2002).

A análise do comportamento das forças de contato durante as três fases distintas da propulsão demonstra que o início e a aceleração apresentam padrões similares de distribuição de forças de contato entre as regiões distal e metacarpal (Tabela 1). Por sua vez, a frenagem apresenta menores médias de valores para ambas as regiões distal e metacarpal, o que pode estar relacionado à maneira distinta com a qual os usuários freiam a cadeira.

Enquanto a aceleração da cadeira requer que o indivíduo segure e empurre o aro propulsor, a frenagem requer apenas o contato com o aro para que o atrito desacelere as rodas, não sendo necessário o encaixe firme das mãos ao aro. Esta é a principal hipótese para justificar a menor média de força durante a frenagem, em comparação às fases de início e aceleração da propulsão manual de cadeira de rodas.

Um outro achado interessante foi a diferença das médias das forças registradas em toda a superfície da mão entre as mãos esquerda e direita. O curto período de contato das mãos a um aro **propulsor de dimensões insuficientes e em movimento rotacional resulta em um acoplamento instável,**

podendo ser esta a justificativa para tal discrepância entre os lados. A dominância, embora não investigada neste estudo, pode também ter influenciado.

Este estudo apresenta limitações que precisam ser apontadas. Primeiro, apenas voluntários não-usuários de cadeira de rodas participaram e, portanto, os resultados podem não ser totalmente representativos da população de usuários reais.

Além disso, a luva utilizada não tem toda a superfície coberta por sensores, mas apenas o diâmetro dos sensores nas regiões onde foram colocados. Desta forma, as forças registradas são válidas apenas na área específica de cada sensor.

A investigação das forças em toda a extensão da superfície palmar poderia indicar regiões e intensidades das forças através de toda a superfície de contato e, desta forma, otimizar o design do aro de forma a distribuir mais equitativamente as forças na superfície manual.

Finalmente, as limitações do equipamento e espaço do laboratório restringiram o estudo a apenas trajetória retilínea, não sendo estudados o comportamento da interface mão-aro durante movimentos em trajetória curva.

## 7. Considerações Finais

Este estudo investigou, sob um ponto de vista mecânico, a interação entre superfície manual e aro propulsor na locomoção em cadeira de rodas. Os resultados demonstraram que durante a propulsão manual há maior concentração de forças de contato nas regiões distais (falanges distais) sendo, portanto, inadequado do ponto de vista ergonômico.

**O tubo metálico circular de 20 mm de diâmetro de seção transversa encontrado na maioria das cadeiras de rodas comercialmente disponíveis não oferece suporte estável e confortável para toda a superfície das mãos.** Como resultado, os usuários necessitam exercer maior força de preensão nas regiões de contato, especialmente falanges distais.

O presente estudo contribui para o design



ergonômico ao apresentar as regiões onde o contato é mais intenso (falanges distais do terceiro dedo e polegar) e potencialmente lesivo e desconfortável, bem como os pontos onde o contato é menos intenso (eminências tenar e hipotenar) e que podem ser utilizadas como área de contato das mãos ao aro, com o objetivo de favorecer a preensão e propulsão manual estáveis, seguras e eficientes.

A interface entre mãos e aros propulsores é um importante fator a ser considerado no estudo ergonômico de cadeira de rodas. Portanto, conhecer os aspectos biomecânicos da interação entre aro propulsor e a superfície manual durante a locomoção em cadeiras de rodas manuais pode fornecer parâmetros importantes para o design ergonômico do dispositivo, garantindo melhores condições de usabilidade, com ganhos para o uso confortável e seguro e, desta forma, favorecendo a satisfação do usuário.

## 8. Agradecimentos

O desenvolvimento deste estudo foi possível com o apoio da FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Processos 05/59941-2 e 06/55891-3), PIBIC-CNPq e CNPq (Processo 484153/2011-0).

## 9. Referências Bibliográficas

ALM, M.; SARASTE, H.; NORRBRINK, C. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: Prevalence and characteristics. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v.40, p.277–283, 2008.

BONINGER, M.L.; IMPINK, B.G.; COOPER, R.A.; KOONTZ, A.M. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v.85, p.1141-1145, 2004.

CURTIS, K. A.; DRYSDALE, G. A.; LANZA, R. D.; KOLBER, M.; VITOLO, R. S.; WEST, R. Shoulder Pain in Wheelchair Users with Tetraplegia and Paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.80, n.4, p.453–457, 1999.

DIERUF, K.; EWER, L.; BONINGER, D. The natural-fit handrim: factors related to improvement in symptoms and function in wheelchair users. *Journal of Spinal Cord Medicine*, v.31, p.578-585, 2008.

GROOT, S.; VEEGER, H.E.; HOLLANDER, A.P.; VAN DER WOUDE, L.H. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Proceedings in Clinical Biomechanics*, v.17, p.219-226, 2002.

IIDA, I. *Ergonomia: Projeto e Produção*, 2ª Ed., São Paulo, Edgard Blucher, 2005.

KONG, Y.; FREIVALDS, A. Evaluation of meat-hook handle shapes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 32, p. 13-23, 2003.

KONG, Y.; LOWE, B.D. Evaluation of handle diameters and orientations in a maximum torque task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.35, p. 1073-84, 2005.

MEDOLA, F.O.; FORTULAN, C.A.; PURQUERIO, B.M.; ELUI, V.M.C. A new design for an old concept of wheelchair pushrim. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, v.7, n.3, p. 234-41, 2012.

MURALIDHAR, A.; BISHU, R.R.; HALLBECK, M.S. The development and evaluation of an ergonomic glove. *Applied Ergonomics*, v. 30, p. 555-63, 1999.

PERKS, B. A.; MACKINTOSH, R.; STEWART, C. P.; BARDSLEY, G. I. A survey of marginal wheelchair users. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v.31, p. 297–302, 1994.

SCHERER, M.; CUSHMAN, L. Measuring subjective quality of life following spinal cord injury: a validation study of assistive technology device predisposition assessment. *Disability and Rehabilitation*, v.23, p. 387-393, 2001.

SILVA, D.C.; PASCHOARELLI, L.C. Force patterns assessment in precision and force



prehensions. In Annals of the International Congress of Design Research: 2009; Bauru, SP, Brazil. 2009:1234-1241.

SUBBARAO, J. V.; KLOPFSTEIN, M. D.; TURPIN, R. Prevalance and Impact of Wrist and Shoulder Pain in Patients With Spinal COrd Injury. Journal of Spinal Cord Medicine, v.18, n.1, p. 9–13, 1994.

VEEGER, H.E.; VAN DER WOUDE, L.H.; ROZENDAL, R.H. Load on the upper extremety in

manual wheelchair propulsion. Journal of Electromyography Kinesiology, v. 1, p. 270–280, 1991.

WOUDE, L.H.V.; FORMANOY, M.; DE GROOT, S. Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? Medical Engineering & Physics, v.25, p.765-774, 2003.