

UMA ABORDAGEM ANALÍTICA PARA PREDIÇÃO DO PERFIL DE FORÇAS NA PROPULSÃO DE UMA CADEIRA DE RODAS MANUAL

Denize Vilela Novais¹, denizemecanica@yahoo.com.br
Márcio Peres de Souza¹, marcioperes@ufu@ufu.br
Cleudmar Amaral de Araújo¹, cleudmar.araujo@ufu.br
Marcília Valéria Guimarães¹, marciliavguimaraes@gmail.com
Diego Augusto Costa Alves¹, diegoaugusto@ufu.br

¹Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Núcleo de Habilitação/Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/Resp).

Resumo: Em geral, a avaliação do condicionamento físico de cadeirantes é realizada em ergômetros de braços. Estes equipamentos não respeitam o princípio da especificidade do movimento, não realizando o gesto motor efetuado pelo cadeirante durante a propulsão da cadeira de rodas. O laboratório de projetos mecânicos vem projetando protótipos de ergômetros que respeitam o gesto motor de usuários de cadeira de rodas manual (CRM) e permite que estes sejam avaliados na mesma condição em que atuam no esporte ou em suas atividades de vida diária. Estes ergômetros utilizam uma estrutura base para efetuar a propulsão dos aros de sustentação que ficam suspensos e exigem um sistema eletromagnético para a geração da resistência. O projeto destes sistemas exige o conhecimento de níveis mínimos de força que seriam aplicados durante todas as fases da propulsão dos aros. O objetivo deste estudo foi fazer uma estimativa inicial destes níveis de força na propulsão dos aros de uma CRM utilizando um modelo analítico aproximado. Estes níveis de força foram avaliados através de um aplicativo Matlab[®]. Por se tratar de um equipamento de laboratório foram desprezadas forças dinâmicas e de resistência do ar, uma vez que, as estimativas das forças foram utilizadas somente na iminência do movimento, por isso, foi utilizada uma análise quase-estática, ou seja, não foi considerado o efeito do atrito de rolamento.

Palavras chave: Ergômetro para cadeirantes. Força de propulsão em cadeira de rodas manual. Atletas paralímpicos. Pessoas com deficiência. Tecnologias Assistivas.

1. INTRODUÇÃO

Segundo o último censo demográfico no Brasil, o país possui cerca de 190 milhões de pessoas, mais de 45 milhões possui algum tipo de deficiência, correspondendo a 23,9% da população, de acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (IBGE, 2010). Infelizmente este censo não mostra especificamente sobre as deficiências físicas, como o número exato de usuários de cadeiras de rodas. Com respeito à área esportiva, os pesquisadores tem dado foco aos esportes de cadeira de rodas devido à diversidade fisiológica de indivíduos com deficiências e o conjunto atleta e equipamento. Uma abordagem individualizada é necessária devido a essa diversidade de deficiências físicas para apoiar atletas em cadeiras de rodas e assim melhorar o desempenho esportivo através da tecnologia, ciência e medicina do esporte (Griggs, *et al.*, 2016).

A natureza repetitiva da propulsão tem sido associada com a alta incidência de lesão entre os usuários de cadeira de rodas manual. Por quase vinte anos, a biomecânica da propulsão em cadeira de rodas tem sido estudada por cientistas de reabilitação e engenheiros a fim de prevenir lesões musculoesqueléticas utilizando uma avaliação cinemática da propulsão em cadeira de rodas (Shimada, *et al.*, 1998). Em 2008, Collinger e colaboradores realizaram um estudo da biomecânica (análise cinética e cinemática) do ombro durante a fase de propulsão em uma CR, em três diferentes laboratórios, com 61 voluntários paraplégicos que utilizavam CR para sua mobilidade; além de avaliarem a dor nos voluntários durante o movimento em várias velocidades. Os autores perceberam que as intervenções com o objetivo de reduzir a força necessária para impulsionar uma CR devem ser implementadas, como a manutenção do peso corporal, para reduzir a prevalência de dor no ombro e lesões entre estes usuários.

Apesar do avanço da tecnologia, a técnica de propulsão ainda não era muito bem compreendida e que a pesquisa biomecânica tinha sido orientada para os problemas musculoesqueléticos do uso a longo prazo de cadeiras de rodas e esportes. O aumento de estudos da propulsão em CRM se deve além do aumento da performance o conhecimento das altas cargas impostas nos membros superiores que levam à lesão no ombro, antebraço e no pulso (van der Woude *et al.*, 2001).

A propulsão de cadeira de rodas é compreendida em duas fases: a de impulsão (ou propulsão) e uma fase de recuperação. Na impulsão as mãos estão em contato com os aros e a força é aplicada pelo atleta aos aros, uma vez que os atletas seguram os aros e segue automaticamente o movimento circular destes, o movimento das mãos e braços pode ser caracterizado como um movimento guiado e sendo assim as forças que são aplicadas pelas mãos não influenciam diretamente a trajetória das mãos, consequentemente é possível aplicar força que não seja tangencial aos aros e qualquer força que tenha uma componente tangencial contribuirá para a propulsão, portanto os autores concluem que a força de propulsão pode ser, mas não necessariamente aplicada tangencialmente aos aros (van der Woude, *et al.*, 2001).

Nos Jogos Paralímpicos de Verão no Rio de Janeiro, os Jogos Rio 2016, mais de 4300 atletas com deficiência em 22 modalidades esportivas participaram. Em números, dentre os esportes que usam cadeira de rodas, por exemplo, o basquete em cadeira de rodas com 263 competidores, a esgrima em cadeiras de rodas com 89 competidores, o rúgbi em cadeira de rodas com 96 concorrentes e o tênis com 100 competidores (IPC, 2016a; IPC, 2016b), quase 600 competidores apenas nessas modalidades. Esses números mostram a importância de estudar as forças de propulsão aplicadas em cadeiras de rodas manual, a fim de minimizar os danos causados por movimentos repetitivos seja em atletas de alto desempenho ou para aquelas pessoas que utilizam a cadeira de rodas em suas atividades de vida diária. O objetivo deste trabalho é prever o perfil de forças de propulsão nos aros de uma CRM por meio do desenvolvimento de um modelo analítico com base em forças resistivas e alguns aspectos do movimento biomecânico para encontrar as condições ótimas do movimento de menor esforço para a propulsão.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A Figura 1 mostra a segunda versão do ergômetro para cadeirantes projetado no Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia.



Figura 1. Segunda versão do protótipo do ergômetro para cadeirantes (Vieira, 2012).

A propulsão neste equipamento depende dos níveis de resistência impostos predefinidos por um sistema de resistência eletromagnético. Em geral, a sensibilidade deste sistema de resistência depende dos níveis de força aplicados no aro que está diretamente ligada à biomecânica do movimento envolvendo os grupos musculares dos membros superiores. No entanto, esta análise não foi levada em conta neste estudo inicial.

A primeira avaliação dos níveis de força aplicados a um aro levou em consideração somente uma condição quase-estática, ou seja, um modelo analítico que avalia um pequeno impulso de movimento nos aros. Nenhuma consideração dinâmica foi avaliada neste modelo.

A Figura 2 mostra o diagrama de corpo livre de uma roda traseira de uma cadeira de rodas manual, apoiada em um plano inclinado. Como a proposta é avaliar a iminência do movimento, não tem sentido no modelo, considerar o efeito do atrito de rolamento e aqui este efeito leva em conta apenas uma condição de atrito estático. Neste caso, a condição de subida da rampa exige uma força de sustentação nos aros que deve ser suficiente para resistir ao peso do corpo mais estrutura da cadeira e a tendência de escorregamento da roda sobre o plano. Para movimentar a cadeira, existiria o efeito dinâmico e neste caso, um atrito de rolamento deveria ser considerado, porém com uma segurança adicional, os níveis de atrito de rolamento se aproximam aos níveis do atrito estático.

Na iminência do movimento de propulsão, θ é o ângulo deste plano com o solo, F é a força de propulsão aplicada aos aros de raio r e transmitida às rodas de raio R , N corresponde à força normal que é gerada pelo contato das rodas com o chão e μN é a força de atrito oposta ao movimento. Para este trabalho, P representa a força peso do sistema e P_c é a porção do peso total aplicada às rodas traseiras. Segundo Hofstad e Patterson (1994), P_c corresponde a 60% do peso total P , assim o peso total distribuído adotado em cada roda traseira foi de $0,3P$.

O ângulo (β), como mostra a Fig. (1), é o ângulo entre o eixo das abscissas e o raio do aro na posição de aplicação da força de propulsão e representa a posição onde será aplicada a força nos aros, enquanto o ângulo (α) indica a direção de aplicação da força de propulsão em relação ao raio do aro. Estes ângulos são determinantes para geração de um torque efetivo e são limitados pela amplitude de movimento das articulações. A condição de esforço mínimo para a movimentação da cadeira seria a força aplicada tangente ao aro, porém nem sempre é possível que essa força não contenha uma componente radial, principalmente para usuários não treinados.

Supondo condição de equilíbrio estático no início do movimento. De acordo com essa consideração, a 1ª Lei de Newton pode ser aplicada para determinar a força de propulsão (Hibbeler, 2000) então as forças e momentos agindo sobre o sistema em equilíbrio é zero.

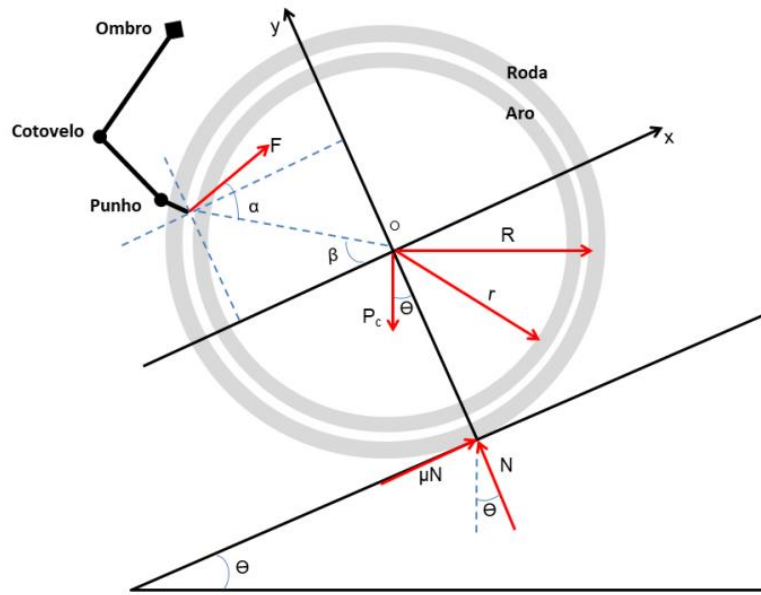


Figura 2. Diagrama de corpo livre na roda traseira de uma CRM

Assumindo o sistema de referência cartesiano, mostrado na Fig. (2), e aplicando-se a 1ª lei de Newton para as forças e momentos aplicados, tem-se que:

$$N = P_c \cos \theta - F \sin(\alpha - \beta) \quad (2.1)$$

$$F r \sin \alpha - \mu N R = 0 \quad (2.2)$$

Isolando F , tem-se que:

$$F = \frac{\mu R P_c \cos \theta}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \quad (2.3)$$

Assumindo que P_c equivale a $0,3P$, para cada roda traseira e supondo que a propulsão da cadeira seja no nível do solo ($\theta = 0^\circ$), a Eq. (2.3) pode ser reescrita como:

$$F = \frac{0,3\mu R P}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \quad (2.4)$$

Considerando uma condição válida de propulsão, é necessário que,

$$r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta) > 0 \quad (2.5)$$

Em uma condição real de movimentação da cadeira de rodas existe um efeito dinâmico e outras forças resistentes como a ação da força de arrasto aerodinâmico. Segundo Becker (2000), uma força efetiva F_{eff} pode ser estimada para a propulsão da cadeira considerando uma relação entre os raios da roda e do aro subtraída do efeito de resistência ao rolamento. Nestes casos, a resistência ao rolamento influencia a força total e pode ser estimada através da seguinte aproximação,

$$F_{eff} = F \frac{R}{r} - F_a \quad (2.6)$$

Onde, F_a é a resistência ao rolamento, F é a força de propulsão, F_{eff} é uma força efetiva de propulsão considerando as relações geométricas dos raios (R/r). Portanto, uma força efetiva aproximada aplicada aos raios levando em conta a resistência ao rolamento pode ser estimada como,

$$F_{eff} = \left(\frac{0,3\mu RP}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \right) \frac{R}{r} - F_a \quad (2.7)$$

Na iminência do movimento, plano $\theta = 0^\circ$, sem efetivamente aplicar uma força de propulsão na cadeira pode-se supor que a reação normal depende apenas da parcela da força peso P_c e da resistência ao rolamento (μ_r).

$$F_{eff} = \left(\frac{0,3\mu RP}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \right) \frac{R}{r} - 0,3\mu_r P \quad (2.8)$$

Como o objetivo da análise é avaliar os níveis de força na iminência do movimento, uma vez que, no projeto do ergômetro para cadeirantes o equipamento funcionaria suspenso, a estimativa das forças geradas pela Eq. (2.8) desprezou o efeito da resistência ao rolamento.

Esta simulação foi feita através da solução numérica da Eq. (2.8) usando um código desenvolvido em ambiente Matlab com diferentes combinações de valores de (α) e (β). As variáveis usadas nesta análise são mostradas na Tab. (1).

Tabela 1. Variáveis usadas na simulação da força efetiva.

Variáveis	Valores e faixas adotados
θ	0°
$\mu^{(1)}$	0,08
P	70 kgf
P_c	$0,3 P = 21 \text{ kgf}$
R	302,5 mm
r	270,0 mm
α	$70^\circ - 90^\circ$
β	$60^\circ - 120^\circ$

⁽¹⁾ Fonte: BECKER (2000)

3. RESULTADOS

A Figura 3 mostra o perfil da força efetiva de propulsão simulada pela Eq. (2.8) variando os ângulos α e β ,

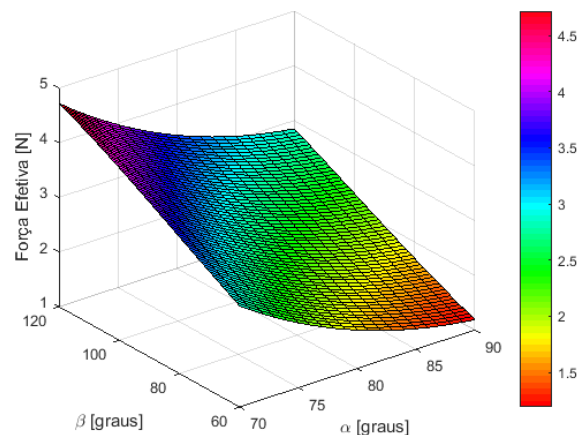


Figura 3. Perfil de forças efetivas de propulsão nos aros de uma cadeira de rodas manual.

A Tabela 2 mostra os valores de força efetiva para algumas condições de análise. Na Fig. (3), durante a simulação de uma propulsão em condições quase-estáticas, ou seja, na iminência do movimento, observa-se que existem condições particulares de força máxima aplicada aos aros. Por exemplo, na Tab. 2, em uma posição logo a frente do eixo da roda ($\alpha = 70^\circ$ e $\beta = 120^\circ$), a força efetiva foi de 4,7 N. Na posição do eixo ($\alpha = 90^\circ$ e $\beta = 60^\circ$), a força foi de 1,2N. Esta diferença é da ordem de 25%.

Mesmo o modelo analítico sendo aproximado e não ter sido considerado a influência de aspectos biomecânicos das articulações do braço, é possível notar que existem determinadas condições biomecânicas que são ótimas no processo de propulsão.

Tabela 2. Valores de força efetiva estimadas pelo modelo analítico proposto.

Força Efetiva (N)							
$\alpha \backslash \beta$	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
70°	2,849	3,169	3,500	3,832	4,153	4,452	4,718
75°	2,187	2,482	2,792	3,106	3,415	3,710	3,978
80°	1,703	1,977	2,269	2,570	2,871	3,163	3,438
85°	1,375	1,633	1,910	2,201	2,496	2,787	3,063
90°	1,192	1,435	1,701	1,984	2,276	2,568	2,850

As análises efetuadas neste trabalho não levaram em conta a movimentação da cadeira, ou seja, a resistência ao rolamento, nem as ações da resistência do ar e nem limitações biomecânicas, em outras palavras, a amplitude de movimento relacionado às articulações envolvidas (ombros, cotovelos e punhos). De acordo com Van der Woude, Theisen e Daly (2001), o problema mais importante é a estratégia de aplicação da força dos usuários durante a propulsão das cadeiras de rodas.

Deve-se destacar que, o entendimento destes níveis de força, tem o objetivo somente de identificar os valores mínimos das forças impostas aos aros. Neste caso, o projeto de um sistema de resistência eletromagnético deve ser capaz de variar a resistência imposta aos aros em faixas adequadas para a propulsão, bem como, em faixas de forças com maiores níveis. Em particular, o sistema de resistência eletromagnético projetado para a segunda versão do protótipo do ergômetro para cadeirantes pode gerar forças resistivas da ordem de 30 N.

Deve-se destacar que foi desenvolvido um aparato experimental para validar o modelo analítico proposto neste trabalho. Este aparato experimental e toda a metodologia de validação não são mostrados neste trabalho.

5. CONCLUSÕES

O presente estudo revelou que o modelo proposto para a força efetiva de propulsão, mesmo aproximado, contribui para o entendimento da biomecânica da propulsão em cadeira de rodas manual. Os resultados obtidos mostram que a melhor condição de propulsão é para um ângulo α de 90° e β de 60° . Nesta condição cinemática, o movimento de propulsão é iniciado em um ângulo de 30° afastado da direção vertical e com uma força tangente ao aro. Os níveis de força estimados neste estudo, apesar de aproximados, serão utilizados como referência para o projeto de um sistema de resistência eletromagnético a ser utilizado em protótipos futuros de ergômetros para cadeirantes.

6. REFERÊNCIAS

- BECKER, M. **Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes**. 136 f. Tese de Doutorado – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, 2000.
- COLLINGER, J.L., BONINGER, M.L., KOONTZ, A.M., PRICE, R., SISTO, S.A., TOLERICO, M.L., COOPER, R.A. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. n.89, p.667-676, 2008.
- GRIGGS, K., GOOSEY-TOLFREY, V., PAULSON, T. Supporting paralympic wheelchair sport performance through technological, physiological and environmental considerations. *Annals of Human Biology*. v.44, n.4, p.295-296, 2016.
- HIBBELER, R. C. **Resistência dos Materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 701p, 2000.
- HOFSTAD, M., PATTERSON, P.E. Modelling the propulsion characteristics of a standard wheelchair. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. vol. 31, n.2, p.129-137, 1994.
- IBGE, 2010. **Censo Demográfico 2010 – Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência**. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd_2010_religiao_deficiencia.pdf>. Acesso em: 18 set. 2017
- INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE (IPC), 2016a. **Rio 2016 Paralympic Games**. Disponível em:

<<https://www.paralympic.org/rio-2016>>. Acesso em: 18 set. 2017.

INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE (IPC), 2016b. **IPC Historical Results Archive – Rio 2016 Paralympic Games**. Disponível em:

<<https://www.paralympic.org/results/historical?sport=3&ct=PG&ordered=1#general>>. Acesso em: 18 set. 2017.

SHIMADA, S.D., ROBERTSON, R.N., BONNINGER, M.L., COOPER, R. A Kinematic characterization of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. n.35, p.210-218, 1998.

VAN DER WOUDE, L. H. V., VEEGER, H. E. J., DALLMEIJER, A. J., JANSSEN, T. W. J., & ROZENDAAL, L. A. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion”. **Medical Engineering and Physics**. v. 23, n.10, p.713-733, 2001.

VIEIRA, S. A. A. **ERGO1: novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e paratletas**. 146 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2012.

7. AGRADECIMENTOS

Ao apoio financeiro da FAPEMIG. Agradecimentos especiais ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, ao LPM e NH/RESP.

Agradecemos também aos órgãos de fomento PGPTA/CAPES e CNPq.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.