

# CORRELAÇÕES ENTRE A CINEMÁTICA E CINÉTICA PROPULSIVA EM UM TESTE COM DINAMÔMETRO COMPACTO DE CADEIRAS DE RODAS: UM ESTUDO PILOTO

## *CORRELATIONS BETWEEN KINEMATICS AND PROPULSIVE KINETICS IN A TEST WITH A COMPACT WHEELCHAIR DYNAMOMETER: A PILOT STUDY*

José Humberto Morales Vieira de Melo  
José Igor Vasconcelos de Oliveira  
Saulo Fernandes Melo Oliveira  
Manoel Cunha Costa

*Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil*  
*Universidade Federal de Pernambuco, Vitória de Santo Antão, Brasil*  
*Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil*

### **Resumo**

O objetivo desse estudo foi relacionar variáveis cinemáticas do movimento propulsivo com a capacidade de desenvolver potência na cadeira de rodas. Foram avaliados 5 participantes adultos, sem deficiência e qualquer limitação articular, submetidos a um período de aquecimento de duração de dois minutos para a obtenção da frequência livre de propulsão (FCF). Em seguida passaram por um protocolo de cinco minutos em uma frequência a 150% da FCF. Os dados cinemáticos foram coletados durante os últimos dez segundos de cada minuto do protocolo. Foram realizadas correlações a fim de observar o comportamento das interações entre as variáveis. Adotou-se  $p < 0.05$ . Como principais resultados não foram observadas correlações significativas no primeiro minuto do protocolo para nenhuma das variáveis selecionadas. No segundo minuto houve correlações altas e significativas entre as variáveis ângulo do tronco e ângulo de impulsão ( $r=0.89$ ) e entre tempo de impulsão e ângulo de tronco ( $r=-0.91$ ). No terceiro minuto observou-se correlações altas e significativas entre ângulo de impulsão e ângulo de cotovelo ( $r=-1.00$ ) e entre a potência e o tempo de impulsão ( $r=-0.90$ ). No quarto minuto houve correlação alta e significativa entre ângulo de cotovelo e ângulo de tronco ( $r=-0.88$ ). No quinto minuto foram observadas correlações altas e significativas entre potência e tempo de impulsão ( $r=-0.90$ ) e ângulo de cotovelo e tempo de impulsão ( $r=-0.90$ ). Em suma, dentre as variáveis cinemáticas estudadas o tempo de impulsão parece exercer uma forte influência na potência resultante no movimento de locomoção em cadeiras de rodas.

**Palavras-chave:** Atividade Motora Adaptada. Pessoa com Deficiência. Biomecânica. Reabilitação.

### Abstract

This study aimed to relate kinematic variables of propulsive movement with the ability to develop power in a wheelchair. Five participants adults, without disabilities and any joint limitation, who underwent a two-minute warm-up period were evaluated to obtain the propulsion-free frequency (FHF). Then they underwent a five-minute protocol at a frequency of 150% of FHR. Kinematic data were collected during the last ten seconds of each minute of the protocol. Correlations were performed to observe the behavior of interactions between variables. We adopted  $p < 0.05$ . As the main results, no significant correlations were observed in the first minute of the protocol for any of the selected variables. In the second minute, there were high and important correlations between the variables trunk angle and impulsion angle ( $r=0.89$ ) and between impulsion time and trunk angle ( $r=-0.91$ ). In the third minute, high and significant correlations were observed between thrust angle and elbow angle ( $r=-1.00$ ) and between power and thrust time ( $r=-0.90$ ). In the fourth minute, there was a high and significant correlation between elbow angle and trunk angle ( $r=-0.88$ ). In the fifth minute, high and significant correlations were observed between power and impulsion time ( $r=-0.90$ ) and elbow angle and impulsion time ( $r=-0.90$ ). In short, among the kinematic variables studied, the impulsion time seems to exert a strong influence on the resulting power in locomotion movement in wheelchairs.

**Keywords:** Adapted Motor Activity. Disabled Person. Biomechanics. Rehabilitation.

## 1 Introdução

Estudos visando o atendimento e melhoria da qualidade de vida dos usuários de cadeiras de rodas concentram-se, por vezes, na criação de órteses (MORROW; KAUFMAN; AN, 2011) e também de procedimentos cirúrgicos de reconstrução de tecidos (KUZ; VAN HEEST; HOUSE, 1999). Neste sentido, equipamentos para avaliação de aspectos do movimento, são desenvolvidos para melhor entender as características cinéticas e cinemáticas da propulsão manual em cadeira de rodas (COOPER, 2009; NIESING *et al.*, 1990). Dentro dos fatores relacionados à biomecânica da propulsão, os aspectos cinéticos, que dizem respeito às forças que interferem no movimento, e cinemáticos, as características externas da qualidade do movimento, são analisados no intuito de resolver problemas advindos de patologias músculo-articulares desenvolvidos pelos usuários (COLLINGER *et al.*, 2008; MORROW *et al.*, 2010), bem como de estilos de propulsão manual que melhor atendem as características dos indivíduos (BONINGER *et al.*, 2002; GOOSEY-TOLFREY; KIRK, 2003).

No que diz respeito à adequação dos usuários aos equipamentos de locomoção, assim como as formas de avaliação das demandas energéticas da propulsão manual, diversos fatores podem influenciar nos resultados, desde conformação física e tipo da cadeira de rodas (BERGSTRÖM; SAMUELSSON, 2006; HOWARTH *et al.*, 2010; LIN; LIN; SU, 2009; SPRIGLE, 2009) bem como o tipo de atividade desenvolvida pelo usuário (HURD *et al.*, 2009; MORROW *et al.*, 2010). Sendo assim, durante rotinas de laboratório em centros de reabilitação torna-se necessário o desenvolvimento de equipamentos que possam ser utilizados para simular as demandas de esforço dos cadeirantes, possibilitando descrição das fases do movimento de propulsão e soluções para os problemas advindos desta prática.

Dentre as soluções de equipamentos mais citadas na literatura está o dinamômetro (SHIMADA *et al.*, 1998), que consiste em dois rolos paralelos controlados por equipamento de frenagem eletromagnética, equipado com rampa para subida dos avaliados, e com interface via computador, tanto para controle por parte dos profissionais quanto para acompanhamento do usuário de variáveis como frequência de impulsão e velocidade. Ganhos significativos nos estudos da propulsão manual pôde ser visto a partir da criação da tecnologia das rodas sensoriais Smart<sup>wheels</sup>® (COOPER, 2009). Esses equipamentos utilizam sensores de força estrategicamente colocados no aro de propulsão da cadeira de rodas. A aquisição dos dados (sinais advindos dos sensores) é feita em três eixos de movimento x, y e z, em suas direções horizontal, vertical e transversal, respectivamente.

Ainda assim, alguns problemas podem ser identificados dentro dessas duas formas distintas de instrumentação para análise dos aspectos propulsivos. Com relação aos ergômetros, ou dinamômetros, a utilização de rolamentos únicos para propulsão acaba por desconsiderar os efeitos individuais dos lados opostos, ou dominantes e não-dominantes (HURD *et al.*, 2008, 2009), impossibilitando a constatação de diferenças significativas, tanto para diagnóstico clínico do esforço unilateral de propulsão, quanto do ponto de vista da perda de validade relacionada às tarefas do dia a dia. Além do tamanho desses equipamentos, variáveis de calibração e forças de atrito cinético e estático, características elétricas, eletrônicas e mecânicas dos motores e geradores utilizados variam entre os equipamentos, necessitando de calibrações frequentes no sentido de minimizar os erros associados a não consideração dessas diferenças (BONINGER *et al.*, 2002; DIGIOVINE; COOPER; BONINGER, 2001). Poucos estudos procuraram analisar os efeitos das calibrações nas variáveis sob análise.

Ao que parece, atividades com equipamentos convencionais adaptados a um ciclo ergômetro pode ser uma solução de treinamento ergométrico para usuários de cadeira de rodas, fato que corrobora para a desnecessidade de aparatos dispendiosos e complexos que possam intervir positivamente no estilo de vida dos cadeirantes, opondo-se às soluções laboratoriais que se utilizam de equipamentos de tamanho considerável para avaliar este público. Sendo assim, há necessidade de estudos de novas técnicas e instrumentos capazes de facilitar a avaliação dos usuários de cadeiras de rodas, inclusive aumentando a gama de possibilidades de atendimento para jovens de menor idade e também de paratletas, cujos estudos sobre ergonomia e adequação para maior eficiência do movimento ainda não foram totalmente esclarecidos. Nessa direção, o objetivo da presente pesquisa foi relacionar variáveis cinemáticas do movimento propulsivo com a capacidade de desenvolver potência na cadeira de rodas.

## 2 Materiais e métodos

### 2.1 Caracterização da amostra

Participaram desse estudo 5 pessoas (Peso =  $70,08 \pm 5,34$ ; Estatura =  $1,75 \pm 0,41$ ), obtida por conveniência (Tabela 1). Como critério de inclusão os participantes não poderiam ter qualquer tipo de desconforto ou deficiência motora, saudáveis, não usuários de cadeiras de rodas e do gênero masculino. Quaisquer impedimentos relacionados à prática de atividades físicas e esportivas, com especial atenção às dores crônicas ou lesões nos membros superiores foram considerados critério de exclusão da amostra. A pesquisa seguiu os critérios éticos estabelecidos pela instituição promotora da pesquisa, bem como da resolução 196/96 do Ministério da Saúde. Esta investigação é parte de uma pesquisa devidamente cadastrada no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Pernambuco (CEP-UPE), sob o número 078/2011.

### 2.2 Dinamômetro Compacto

O dinamômetro adaptado é um sistema mecatrônico desenvolvido por pesquisadores da Escola Superior de Educação Física em parceria com o Núcleo de Educação à Distância da Universidade de Pernambuco, que tem como objetivo principal a avaliação da potência propulsiva em cadeiras de rodas, possibilitando a utilização por parte do usuário do seu próprio instrumento de locomoção e/ou treinamento esportivo (OLIVEIRA *et al.*, 2017) (Figura 1).

Para acomodação do peso do conjunto sujeito + cadeira de rodas, foram conectados dois sistemas de cilindros (Easy Scroll, Brasil) dispostos paralelamente e conectados pelas suas hastes de sustentação laterais. Cada sistema é composto por três cilindros separados por duas distâncias distintas (0,1 e 0,2 m), para que possam ser produzidos efeitos maiores e menores de resistência ao rolamento no momento de sua utilização. O cilindro de instrumentação ( $C_{IN}$ ), localizado na parte central do conjunto, onde serão conectados os sensores de rotação. Cada cilindro possui comprimento de 0,45 m, perímetro de 0,24 m e massa 1,6 kg.

Figura 1 - Vista superior do Dinamômetro Compacto para Cadeirantes (DINACOM)



Fonte: elaboração própria

Legenda: (A) Cilindros laterais de instrumentação; (B) Rampas de acesso aos equipamentos; (C) Rodas para transporte; (D) cintos para apoio e estabilização de cadeiras de rodas.

Para aquisição dos sinais eletrônicos utilizou-se plataforma de *hardware* e *software* abertos Arduino (Sparkfun, Estados Unidos), especialmente programada para interface física com o mundo externo a partir das informações advindas de sensores específicos. Para esta comunicação foram desenvolvidos sensores magnéticos com *reed switches* de contagem das rotações (RPM) desenvolvidas pelos cilindros. A placa foi devidamente programada para leitura dos sinais em intervalos de 1s. Simultaneamente seus sinais são transmitidos, via comunicação por protocolo PLX-DAQ serial, ao Software Microsoft Excel 2007, sendo possível construção de gráficos, acumulação e gravação dos dados.

Para determinação da potência propulsiva utilizou-se relação entre carga e rotação (LEÃO, 2020):

$$PO (W) = \frac{Kg \cdot d \cdot n}{t} \quad [1]$$

Onde,  $Kg$  representa a carga em kilogramas suportada pelo indivíduo,  $d$  a distância horizontal percorrida pelo volante,  $n$  o número de rotações executadas por minuto (RPM) e  $t$  o tempo determinado para verificação do incremento de cargas.

Optamos por desenvolver mecanismo de calibração utilizando o momento de inércia (MI) em oposição à carga em kilogramas (Kg). Um objeto de massa conhecida, ligado a um dos cilindros por um fio de nylon inextensível, é erguido a uma altura de 0,45 m, e liberado em seguida. A força dinâmica da sua massa movimentando-se em relação ao solo é transmitida diretamente ao cilindro que giram até o momento de sua estabilização. Com base no tempo transcorrido para que todo o fio seja desenrolado do cilindro, é possível calcularmos o momento de inércia dinâmico do cilindro (equação 2) e, em seguida, substituímos este valor na equação para determinação da potência propulsiva (equação 3).

$$MI = \frac{1}{2} M \cdot R^2 \quad [2]$$

$$PO (W) = \frac{MI \cdot 0,24 \cdot RPM}{1} \quad [3]$$

### 2.3 Variáveis cinemáticas, cinéticas e coleta de dados

As variáveis cinemáticas coletadas no estudo foram: (a) Ângulo do cotovelo (medido no momento do contato da mão com o aro de propulsão, logo do início do ciclo propulsivo, tendo como vértice o ponto o epicôndilo lateral do cotovelo); (b) Ângulo de propulsão (distância angular percorrida pela mão em contato com o aro durante o ciclo propulsivo, tendo como vértice o raio da roda); (c) Ângulo de inclinação do tronco (Inclinação do tronco, medido no início e no final do ciclo propulsivo, tendo como vértice o raio da roda); (d) Tempo de propulsão (tempo, em segundos, de contato da mão com o aro durante a propulsão).

Todas as variáveis cinemáticas foram adquiridas utilizando uma câmera de vídeo digital com velocidade de aquisição de dados fixada em 240 quadros por segundo (Samsung WB 2000, Japão), sendo considerados os últimos 10 segundos de cada estágio. Os vídeos foram posteriormente transferidos para o computador sendo digitalizados e analisados quadro a quadro por meio do software Kinovea versão 0.8.15 (Joan Charmant & Contrib. [www.kinovea.com]). A potência propulsiva (PO) foi obtida pelo sistema eletrônico do dinamômetro, considerando a equação 3, sendo utilizada a média dos valores medidos nos últimos 10 segundos de cada estágio do protocolo experimental.

## 2.4 Sessão experimental

Foi considerada, para todos os sujeitos, a estratégia propulsiva do tipo síncrono, no qual os lados propulsivos (dominante e não-dominante) aplicam força simultaneamente nos aros de propulsão. Todos os sujeitos foram testados utilizando uma cadeira de rodas especialmente construída para a prática de basquetebol, com eixo de cambagem das rodas fixado em 0°, e pressão dos pneus na máxima prevista pelo fabricante (50 psi), que permaneceu fixada ao dinamômetro por meio de tiras de segurança durante todo o protocolo. Inicialmente os voluntários foram posicionados à cadeira de rodas e foram submetidos a uma sessão de familiarização por 2 minutos, e foram orientados a manterem um ritmo de propulsões considerado como confortável para cada sujeito. No último minuto da familiarização o número de propulsões foi contado visualmente por dois avaliadores, sendo este considerado a frequência livre de propulsão (100%FLP). Após a determinação da FLP, todos os voluntários foram instruídos a manterem uma frequência propulsiva com 50% de incremento da FLP medida no aquecimento (150%FLP). O ritmo de propulsões foi controlado por um metrônomo auditivo (M&M Systems, Alemanha).

## 2.5 Análise dos dados

Os dados coletados sofreram análise exploratória, no sentido de testar a sua normalidade. As variáveis dependentes foram consideradas pela potência propulsiva e frequência propulsiva. Para as variáveis independentes foram considerados os estilos de propulsão. Para avaliar o grau de relação entre as variáveis utilizaremos teste de correlação de Spearman ( $r$ ). A interpretação das correlações foram:  $r < 0.1$ , trivial;  $r \leq 0.3$ , baixa,  $0.3 < r \leq 0.7$ , moderada,  $r > 0.7$ , alta (AKOGLU, 2018). Para verificar as relações de causa e efeito realizaremos regressão linear, com verificação dos coeficientes de determinação ( $R^2$ ). Para ambas as análises será considerado significativo um valor de  $p < 0,05$ . Os dados foram analisados através do pacote estatístico software Prism, versão 8.0 (Graphpad, EUA).

## 3 Resultados

Os dados descritivos das características dos voluntários que participaram das coletas encontram-se distribuídos na Tabela 1. Os valores foram expressos em média, desvio-padrão, valores máximos e mínimos.

Tabela 1 - Dados descritivos das variáveis analisadas em todos os participantes do estudo (N=5)

Variáveis	Dados descritivos			
	Média	DP	Mínimo	Máximo
Peso (kg)	70,08	5,34	64,30	78,00
Estatura (m)	1,75	0,41	1,70	1,80
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	22,82	1,86	20,10	24,90
%G	10,25	1,66	7,75	12,32

Fonte: elaboração própria

Legenda: DP=desvio padrão

De maneira similar, os valores médios com os respectivos desvios-padrão de todas as variáveis cinemáticas e da potência propulsiva para cada minuto encontram-se relacionados da Tabela 2.

Tabela 2 - Valores médios e desvios-padrão (média±DP) de todas as variáveis cinemáticas analisadas e a potência propulsiva média durante protocolo no DINACOM

Variáveis	Minutos				
	1º	2º	3º	4º	5º
Ângulo de impulso (graus)	61	61,5	54,5	58	57
Tempo de impulso (0,01s)	480,5	528,5	522,5	543	524,5
Ângulo do cotovelo (graus)	107,5	110	103	109	108
Ângulo do tronco (graus)	1,5	2	1,5	1	1
Potência propulsiva (W)	0,030	0,033	0,031	0,034	0,033

Fonte: elaboração própria

Os valores dos coeficientes de correlação de Spearman para todos os intervalos de tempo encontram-se demonstrados nas tabelas 3 e 4. Observa-se correlações altas no segundo minuto do ângulo do tronco com o ângulo de impulsão ( $r=0,89$ ) e o tempo de impulsão ( $r=-0,91$ ). No terceiro minuto houve uma correlação alta do ângulo do cotovelo e o ângulo de impulsão ( $r=-1,00$ ) e a potência propulsiva e o tempo de impulsão ( $r=-0,90$ ). No quarto minuto houve uma correlação alta do ângulo do tronco e o ângulo do cotovelo ( $r=-0,88$ ). No quinto minuto houve correlação alta do ângulo do cotovelo e o tempo de impulsão ( $r=-0,90$ ) e o da potência propulsiva e o tempo de impulsão ( $r=-0,90$ ).



Tabela 3 - Valores dos coeficientes de correlação de Spearman para o primeiro, segundo e terceiro minuto do protocolo (N=5)

<b>1º minuto</b>					
<b>Variáveis</b>	Ângulo de impulsão	Tempo de impulsão	Ângulo do cotovelo	Ângulo do tronco	Potência propulsiva (W)
Ângulo de impulsão	-	0,70	-0,80	0,70	-0,10
Tempo de impulsão	-	-	-0,80	0,70	0,71
Ângulo do cotovelo	-	-	-	-0,35	0,20
Ângulo do tronco	-	-	-	-	-0,54
Potência propulsiva (W)	-	-	-	-	-
<b>2º minuto</b>					
<b>Variáveis</b>	Ângulo de impulsão	Tempo de impulsão	Ângulo do cotovelo	Ângulo do tronco	Potência propulsiva (W)
Ângulo de impulsão	-	0,66	-0,10	0,89*	-0,30
Tempo de impulsão	-	-	-0,26	-0,91*	-0,82
Ângulo do cotovelo	-	-	-	-0,28	0,30
Ângulo do tronco	-	-	-	-	-0,67
Potência propulsiva (W)	-	-	-	-	-
<b>3º minuto</b>					
<b>Variáveis</b>	Ângulo de impulsão	Tempo de impulsão	Ângulo do cotovelo	Ângulo do tronco	Potência propulsiva (W)
Ângulo de impulsão	-	-0,50	-1,00**	0,35	-0,10
Tempo de impulsão	-	-	-0,50	0,70	-0,90*
Ângulo do cotovelo	-	-	-	-0,35	-0,10
Ângulo do tronco	-	-	-	-	-0,70
Potência propulsiva (W)	-	-	-	-	-

Legenda: \*\*P<0,01; \*P<0,05

Fonte: elaboração própria

Tabela 4 - Valores dos coeficientes de correlação de Spearman para o quarto e quinto minuto do protocolo (N=5)

Variáveis		4º minuto					5º minuto				
	Ângulo de impulsão	Tempo de impulsão	Ângulo do cotovelo	Ângulo do tronco	Potência propulsiva (W)	Ângulo de impulsão	Tempo de impulsão	Ângulo do cotovelo	Ângulo do tronco	Potência propulsiva (W)	
Ângulo de impulsão	-	0,50	-0,82	0,86	-0,20	-	0,50	-0,60	0,86	-0,10	
Tempo de impulsão	-	-	-0,71	0,86	-0,80	-	-	-0,90*	0,86	-0,90*	
Ângulo do cotovelo	-	-	-	-0,88*	0,61	-	-	-	-0,86	0,70	
Ângulo do tronco	-	-	-	-	-0,57	-	-	-	-	-0,57	
Potência propulsiva (W)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	

Fonte: elaboração própria

Legenda: \*P&lt;0,05

#### 4 Discussão

O presente estudo se concentrou nas correlações entre os aspectos cinemáticos do movimento e sua relação com a capacidade de desenvolver potência propulsiva. A geração de potência está diretamente relacionada com a velocidade de execução de determinado movimento (GOOSEY; CAMPBELL; FOWLER, 2000; GOOSEY; FOWLER; CAMPBELL, 1997). Portanto, não foi uma surpresa o aparecimento de uma correlação significativa entre o tempo de propulsão e os valores de potência. Seguindo essa linha de análise, a hipótese de encontrarmos resultados mais satisfatórios em relação ao ângulo de propulsão, visto que o tempo de impulsão poderia ser influenciado pela maior distância angular percorrida em cada movimento. Esse tempo de impulsão também é relacionado à velocidade linear e a resistência ao movimento, sendo menor em maiores velocidade e maior durante a propulsão sob uma maior resistência (COLLINGER *et al.*, 2008).

Em 2012, Hwang e colaboradores mostraram que indivíduos não treinados no movimento propulsivo sofrem variações maiores no tempo de propulsão em diferentes velocidades e resistências, quando comparados a indivíduos mais experientes, embora o mesmo estudo não compare os valores de potência gerados pelos sujeitos (HWANG;

KIM; KIM, 2012). Van der Woude, Veeger e Rozendal, (1989) identificaram alterações no tempo de propulsão ao alterar a altura do assento, em diferentes velocidades. Foi encontrada melhor eficiência mecânica em menores alturas de assento, com o ângulo do cotovelo entre 100 e 120 graus, e um decréscimo no ângulo de impulsão em assentos mais altos, gerando um menor tempo de impulsão.

Na presente investigação observou-se maiores correlações entre o ângulo de flexão tronco e a potência produzida no dinamômetro, nos últimos minutos do protocolo. Isto pode ser explicado pelo início de cansaço localizado nos músculos dos membros superiores que participam da propulsão de maneira primária (principalmente flexores e abdutores do ombro). Dessa forma, há uma maior necessidade de utilização de músculos acessórios para auxiliarem na capacidade de locomoção, conforme verificado em estudos anteriores (BERTOLACCINI *et al.*, 2018). A flexão do tronco, por sua vez, é prática comum em esportes de cadeiras de rodas que necessitam de produção de força (ou potência muscular) em espaços de tempo mais curtos (RODGERS *et al.*, 2000). Apesar dos valores não serem significativos provavelmente provocada pela pequena resistência atribuída ao dinamômetro, pôde-se observar maiores ângulos do tronco como uma forma de compensar o desgaste muscular localizado.

Em estudo semelhante, Kotajarvi *et al.*, (2004) avaliou a influência da altura do assento sobre a biomecânica da propulsão, não encontrando diferença significativa na eficiência mecânica entre as alturas selecionadas, mas encontrando valores significativamente maiores no tempo de impulsão e de recuperação em assentos mais baixos. Em um teste até a exaustão, Finley *et al.*, (2004) comparou dados cinéticos e cinemáticos entre indivíduos usuários e não usuários de cadeiras de rodas. Os usuários apresentaram maior cadência e menor tempo de propulsão. Porém, com menores valores de potência e força resultante. Os estudos citados apresentam resultados conflitantes acerca de quais fatores tem maior influência no tempo de propulsão, e conseqüentemente na potência propulsiva.

Na presente investigação não foram encontradas correlações satisfatórias entre o ângulo do cotovelo e do tronco e os valores de potência. Esse fato pode ser atribuído ao protocolo utilizado, já que no estudo de Rodgers *et al.* (2000) foram estudadas a influência da flexão de tronco na propulsão manual em cadeiras de rodas em um teste submáximo até a exaustão voluntária. Além de diferenças nos ângulos de flexão de ombro e extensão do cotovelo durante a propulsão, a propulsão com uma maior flexão de tronco teve uma diminuição no tempo de propulsão durante a fadiga (1% do tempo do ciclo de propulsão), enquanto o grupo sem a flexão de tronco teve um aumento de 7%. Em nosso caso, optamos por utilizar um protocolo submáximo, com intensidades relativas padronizadas para todos os sujeitos.

Com limitação da presente pesquisa podemos citar a impossibilidade de coleta de dados relacionados à força de propulsão, além da quantidade de sujeitos avaliados até o momento (estudo piloto). Além desse aspecto, estudos posteriores com intuito de verificar essas influências sobre a locomoção em cadeiras de rodas devem ser realizados utilizando usuários comuns, no sentido de verificar se o nível de experiência, tipo ou grau de lesão podem estar relacionados às modificações nos padrões cinemáticos da propulsão manual. Cumpre destacar que não foram encontrados estudos anteriores com o objetivo de relacionar o ângulo do cotovelo com algum valor de potência propulsiva. O mesmo é constantemente usado como parâmetro para determinar a altura do assento ou indicador de uma variação na demanda fisiológica. Fazem-se necessários mais estudos focando a articulação no cotovelo na produção de potência, e sua interação com outras variáveis do complexo propulsor.

## 5 Conclusão

Após as análises realizadas, percebemos que tempo de propulsão e os valores da cinemática do movimento (i.e., angulação do tronco e cotovelo) possuem relações significativas entre si. Este achado contribui para estudos posteriores no sentido de minimizar os efeitos de possíveis variáveis de interesse no movimento de locomoção em cadeiras de rodas. De uma forma geral, o tempo de impulsão apresentou-se como a principal variável cinemática que contribui para o incremento de potência propulsiva em movimentos de locomoção em cadeiras de rodas.

## Referências

- AKOGLU, H. User's guide to correlation coefficients. *Turkish Journal of Emergency Medicine*, v. 18, n. 3, p. 91- 93, set. 2018.
- BERGSTRÖM, A. L.; SAMUELSSON, K. Evaluation of manual wheelchairs by individuals with spinal cord injuries. Disability and rehabilitation. *Assistive technology*, v. 1, n. 3, p. 175 -82, jun. 2006.
- BERTOLACCINI, G. DA S. *et al.* The influence of axle position and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion. *International journal of occupational safety and ergonomics*, v. 24, n. 2, p. 311-315, jun. 2018.
- BONINGER, M. L. *et al.* Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 83, n. 5, p. 718-723, maio 2002.
- COLLINGER, J. L. *et al.* Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 89, n. 4, p. 667-676, abr. 2008.
- COOPER, R. A. SMARTWheel: From concept to clinical practice. *Prosthetics and orthotics international*, v. 33, n. 3, p. 198-209, set. 2009.

- DIGIOVINE, C. P.; COOPER, R. A.; BONINGER, M. L. Dynamic calibration of a wheelchair dynamometer. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 38, n. 1, p. 41-55, 2001.
- FINLEY, M. A. *et al.* The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 41, n. 3 B, p. 385-394, 2004.
- GOOSEY-TOLFREY, V. L.; KIRK, J. H. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *European journal of applied physiology*, v. 90, n. 1-2, p. 154-158, set. 2003.
- GOOSEY, V. L.; CAMPBELL, I. G.; FOWLER, N. E. Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 32, n. 1, p. 174, jan. 2000.
- GOOSEY, V. L.; FOWLER, N. E.; CAMPBELL, I. G. A Kinematic Analysis of Wheelchair Propulsion Techniques in Senior Male, Senior Female, and Junior Male Athletes. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 14, n. 2, p. 156-165, abr. 1997.
- HOWARTH, S. J. *et al.* Use of a geared wheelchair wheel to reduce propulsive muscular demand during ramp ascent: analysis of muscle activation and kinematics. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), v. 25, n. 1, p. 21-28, jan. 2010.
- HURD, W. J. *et al.* Influence of varying level terrain on wheelchair propulsion biomechanics. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, v. 87, n. 12, p. 984-991, dez. 2008.
- HURD, W. J. *et al.* Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 19, n. 5, p. 942-947, out. 2009.
- HWANG, S.; KIM, S.; KIM, Y. Torque and power outputs on skilled and unskilled users during manual wheelchair propulsion. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society., 2012. *Annual International Conference*, v. 2012, p. 4820-4822, 2012.
- KOTAJARVI, B. R. *et al.* The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 41, n. 3B, p. 403-414, maio, 2004.
- KUZ, J. E.; VAN HEEST, A. E.; HOUSE, J. H. Biceps-to-triceps transfer in tetraplegic patients: report of the medial routing technique and follow-up of three cases. *The Journal of hand surgery*, v. 24, n. 1, p. 161-172, jan. 1999.
- LEÃO, I. C. S. Atualizações em ciências do esporte e do exercício, v. 1. [s.l: s.n.]. v. 1
- LIN, C.-J.; LIN, P.-C.; SU, F.-C. Preferred elbow position in confined wheelchair configuration. *Journal of biomechanics*, v. 42, n. 8, p. 1005-1009, 29 maio, 2009.
- MORROW, M. M. B. *et al.* Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 20, n. 1, p. 61-67, fev. 2010.
- MORROW, M. M. B.; KAUFMAN, K. R.; AN, K.-N. Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), v. 26, n. 4, p. 352-357, maio, 2011.
- NIESING, R. *et al.* Computer-controlled wheelchair ergometer. *Rehabilitation Engineering*, v. 28, p. 329-338, 1990.

OLIVEIRA, S. et al. The Compact Wheelchair Roller Dynamometer. *Sports Medicine International Open*, v. 1, n. 04, p. E119-E127, 5 jul. 2017.

RODGERS, M. M. et al. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 37, n. 3, p. 283-295, 2000.

SHIMADA, S. D. et al. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 35, n. 2, p. 210-218, jun. 1998.

SPRIGLE, S. On "Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 90, n. 7, p. 1073-1075, 2009.

VAN DER WOUDE, L. H. V.; VEEGER, D.-J. E. J.; ROZENDAL, R. H. Ergonomics of Wheelchair Design: A Prerequisite for Optimum Wheeling Conditions. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 6, n. 2, p. 109-132, abr. 1989.

## Notas sobre os autores

José Humberto Morales Vieira de Melo

Escola Superior de Educação Física, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil.

betomorales104@hotmail.com

<https://orcid.org/0009-0006-2008-9059>

José Igor Vasconcelos de Oliveira

Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas. Campinas, Brasil.

igorvasconcelos200@hotmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0034-9638>

Saulo Fernandes Melo Oliveira

Departamento de Educação Física e Ciência do Desporto. Universidade Federal de Pernambuco. Vitória de Santo Antão, Brasil.

saulofmoliveira@gmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4402-1984>

Manoel Cunha Costa

Escola Superior de Educação Física. Universidade de Pernambuco. Recife, Brasil.

manoel.costa@upe.br

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8815-8846>

Recebido em: 26/11/2022

Reformulado em: 22/03/2023

Aceito em: 25/03/2023