DOI: 10.48011/asba.v2i1.1387

Dinamômetro Inercial para Avaliação do Desempenho Físico de Cadeirantes

C. Rech*, A. E. M. Strelow*. A. F. Caldeira*,
C. F. Maidana*, P. N. Balafa, S. F. Venturini***.**

** Universidade Federal de Santa Maria, Cachoeira do Sul - RS, Brasil*
(e-mail: charles.rech@ufsm.br; arthurstrelow@gmail.com; andre.caldeira@ufsm.br; cristiano.maidana*@ufsm.br*
*** Universidade La Salle, Canoas – RS, Brasil*
(e-mail: periclesbalafas@gmail.com).
**** Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre – RS, Brasil*
(e-mail: sfventurini@gmail.com).

Abstract: The proposed equipment aims to assist in the rehabilitation and development of motor skills as a training device for performing daily activities independently and also as a tool for therapists and other health professionals in the cardiovascular evaluation of the wheelchair user's physical efforts. Thus, this work proposes the development of an inertial dynamometer as a device for the evaluation of performance and physical conditioning of wheelchair users where, from the impulse applied by the wheelchair user, there is a variation in the amount of movement and, therefore, in speed, making it possible to obtain torque and power values resulting from physical effort. For this purpose, measurement and dynamic monitoring systems are used and, with the collected data, considerations about the physical conditioning of the wheelchair user can be made by specialized professionals, such as a training schedule aimed at their rehabilitation.

Resumo: O equipamento proposto visa auxiliar na reabilitação e desenvolvimento de habilidades motoras como dispositivo de treino para a realização das atividades diárias de forma independente e, também, como ferramenta para terapeutas e demais profissionais da saúde na avaliação cardiovascular pelos esforços físicos do cadeirante. Assim, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um dinamômetro inercial como dispositivo para a avaliação do desempenho e condicionamento físico de cadeirantes onde, a partir do impulso aplicado pelo cadeirante tem-se a variação da quantidade de movimento e, portanto, a velocidade, fazendo possível a obtenção de valores de torque e potência resultante do esforço físico. Para isso, são utilizados sistemas de medição e monitoramento dinâmico e, com os dados coletados, considerações sobre o condicionamento físico do cadeirante podem ser feitas por profissionais especializados da área como, por exemplo, uma agenda de treinos voltada à sua reabilitação.

Keywords: assistive technologies; inertial dynamometer; physical evaluation of wheelchair users; physical conditioning of wheelchair users; quality of live for wheelchair.

Palavras-chave: Tecnologias assistivas; Dinamômetro inercial; Avaliação física de PcD cadeirantes; Condicionamento físico de PcD cadeirantes; Qualidade de vida de PcD cadeirante.

1. INTRODUÇÃO

No campo da saúde, o uso de equipamentos adequados é de extrema importância para o diagnóstico e tratamento de doenças. Pessoas acarretadas com alguma deficiência física apresentam, devido à redução de sua mobilidade, predisposição para doenças crônicas e associação com comorbidades (Abreu, Friedman e Fayh, 2011). Além disso, recai sobre este grupo o fato de ainda haver poucos equipamentos específicos voltados para a avaliação do seu condicionamento físico e, geralmente, com alto custo de aquisição.

Em estudo, McVeigh, Hitzig e Craven (2009) apontam que o exercício físico e a prática esportiva voltada à população cadeirante têm melhorado significativamente não só a qualidade de vida e integração social, mas também suas capacidades psicomotoras e desempenho físico. Torres e Vieira (2014) realizaram estudo sobre a qualidade de vida em adolescentes deficientes, onde os resultados apontam a necessidade de melhoramento nas condições de acessibilidade, segurança, cuidados com a saúde e oportunidades para o aprendizado de novas informações e habilidades necessárias para um fundamental exercício da cidadania por estes adolescentes. Em face aos inúmeros desafios enfrentados pelos PcD (Pessoas com Deficiência), o dinamômetro inercial para cadeirantes visa contribuir de forma científica e tecnológica à área médica e fisioterapêutica, atuando nas avaliações de condicionamento físico, bem como auxiliando indivíduos cadeirantes na reabilitação e desenvolvimento de habilidades motoras e, consequentemente, na realização das atividades diárias de forma independente. O dispositivo pode ainda ser utilizado para a avaliação do funcionamento cardiovascular

durante determinado esforço físico, assistido pelos respectivos profissionais da área da saúde, conforme descrito pelas diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia, sobre teste ergométrico (Meneghelo et al. 2010).

O dinamômetro é um equipamento comumente utilizado no meio automotivo, contudo, poucos estudos abordam sua possível aplicação para outros fins. Esses equipamentos são desenvolvidos com o intuito de mensurar as forças atuantes em determinados sistemas mecânicos. Os dinamômetros inerciais consistem em massas inerciais girantes, comumente cilindros com inércia conhecida, que são submetidas à força motriz da fonte propulsora ensaiada (Martins, 2006). A partir da medição da variação da velocidade angular, uma vez conhecida a inércia total do conjunto, o torque e a potência podem ser calculados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Nessa seção é realizada uma pesquisa na literatura a respeito da qualidade de vida dos deficientes físicos. Posteriormente, faz-se uma abordagem dos aspectos biomecânicos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas. Por fim, realiza-se uma breve revisão sobre o princípio de funcionamento do dinamômetro inercial.

2.1 Qualidade de Vida dos Cadeirantes

A Organização Mundial de Saúde definiu qualidade de vida como sendo a percepção do sujeito em relação a sua vida e seus sistemas de valores, bem como em relação aos seus objetivos, expectativas, padrões e preocupações (Whoqol Group, 1995). Para Zuchetto (2002), a qualidade de vida está relacionada ao estado de saúde, longevidade, satisfação no trabalho, relações familiares, disposição para vida, entre outros. Na Fig. 1 é mostrado diversos fatores que se relacionam com a qualidade de vida, podendo ser destacado a atividade física.

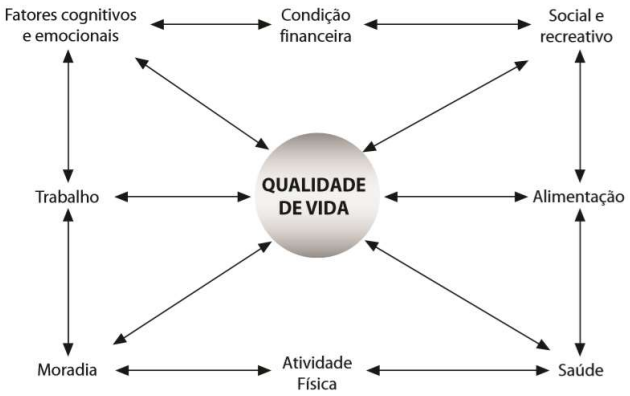

Fig. 1: Fatores associados à qualidade de vida (Spirduso, 2005 apud Noce, Simim e Mello, 2009, p. 175).

Os cadeirantes conquistam, gradativamente, direitos que permitem melhoria na sua qualidade de vida, tais como: a inserção no mercado de trabalho, prédios, vias públicas e meios de transporte devidamente acessíveis, dentre outros (Cardoso, 2011). Entretanto, ainda há diversos empecilhos que impedem o pleno exercício da cidadania por esses indivíduos. Lima, de Carvalho Freitas e dos Santos (2013) constataram que as barreiras físicas podem se configurar como agentes da exclusão social de cadeirantes na medida em que impedem o comparecimento destes em diferentes ambientes.

A capacidade física também se associa diretamente na qualidade de vida dos cadeirantes. A baixa capacidade de resistência física coexiste com um número aumentado de complicações médicas e maior dependência durante as atividades diárias.

Essa diminuição da capacidade física, pode levar a condições secundárias como obesidade, problemas gastrointestinais, complicações respiratórias, dores nas articulações e outros (Steele, 2004 apud Vieira, 2012). Doenças das coronárias também são altamente relacionadas à inatividade física juntamente com obesidade, dietas com alto teor de gordura, fumo e estresse (Margonato, 2008 apud Vieira, 2012).

2.2 Aspectos Biomecânicos da Propulsão

Kwarciak et al. (2009), definiram um ciclo que descreve os movimentos do cadeirante. Esse se subdivide em duas fases: contato e recuperação (Fig. 2). A fase de contato é dividida ainda em períodos, sendo o primeiro deles o período de contato inicial e o último o período de liberação, onde não há acréscimo de energia. No período de propulsão, a velocidade angular aumenta e a aceleração angular é positiva, representando que o cadeirante inseriu potência ao sistema.

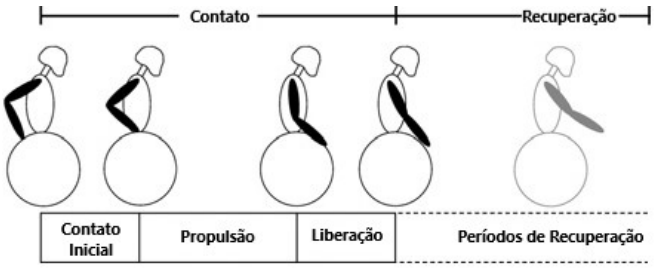

Fig. 2: Fases e períodos da cadeira de rodas (Kwarciak et al., 2009).

O período de propulsão é, portanto, o de maior interesse para este trabalho. Robertson et al. (1996), abordaram os ciclos de propulsão da cadeira de rodas e discutiram as diferenças desses ciclos com grupos de indivíduos experientes e inexperientes, onde usuários experientes iniciaram o período de propulsão em um ângulo significativamente maior a partir da posição horizontal do que os inexperientes, e passaram por uma faixa maior. O ângulo final não foi significativamente diferente.

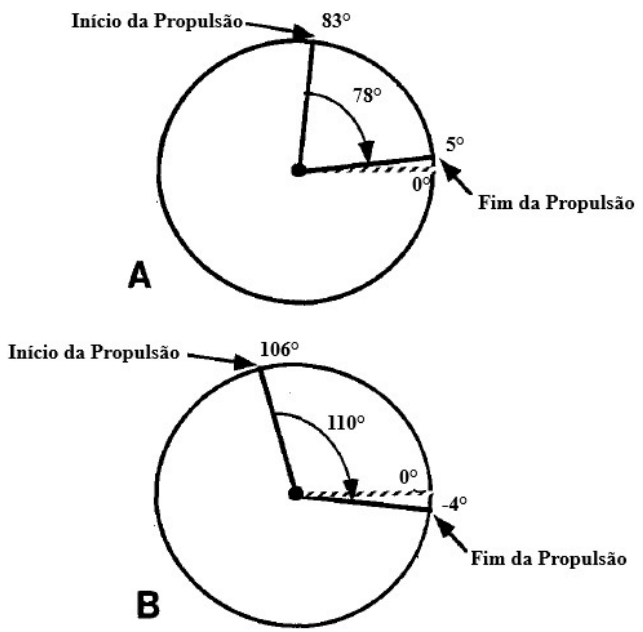

Fig. 3: Ângulos médios de início e fim do curso de propulsão para (A) usuários inexperientes e (B) usuários experientes de cadeira de rodas. Os ângulos são referenciados a 0°, horizontal (Adaptado de Robertson et al., 1996).

A Fig. 3 aponta que o ângulo médio de propulsão para cadeirantes experientes é 110° e, para os inexperientes, 78°.

Boninger et al. (2002), realizaram estudo com trinta e oito indivíduos paraplégicos que utilizam cadeira de rodas manual para se movimentar. Buscou-se determinar se diferentes padrões de propulsão levam a diferenças biomecânicas. Dentre os padrões de propulsão estudados, está o ângulo médio de propulsão, que apresentou valor de 109°. De Groot et al. (2004), investigaram o efeito de diferentes padrões de movimentos da cadeira de rodas na eficiência e técnicas de propulsão. Para os participantes que não tinham nenhuma experiência anterior em propulsão de cadeira de rodas, o ângulo de propulsão não foi superior à 85° em nenhum dos testes.

Portanto, percebe-se que cadeirantes experientes aproveitam melhor o período de propulsão à cada ciclo, evidenciado pelas diferenças angulares superiores nesse período quando comparados aos cadeirantes inexperientes.

2.3 Dinamômetro Inercial

Os dinamômetros inerciais são vantajosos por serem fáceis de usar, por não necessitarem de controle e resfriamento adicional e proporcionarem curvas de torque e potência mecânica durante o ensaio. Este tipo de dinamômetro consiste simplesmente em massas – cilindros de inércia - que são obrigadas a rodar pela fonte propulsora que pode estar com as rodas motrizes diretamente acopladas no dinamômetro (Martins, 2006).

Conforme é mostrado na Fig. 4, medindo-se a velocidade angular, uma vez conhecida a inércia do conjunto, o torque pode ser calculado pelo produto da inércia e da aceleração angular. A potência é obtida a partir do produto do torque pela velocidade angular.

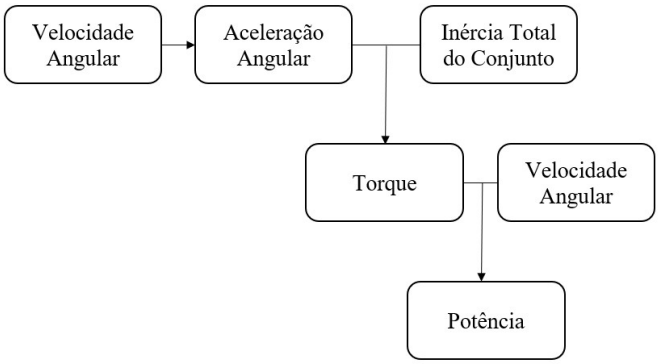

Fig. 4: Fluxograma de associação das grandezas físicas.

O dinamômetro de inercia não é capaz de medir a potência mecânica em velocidades constantes. Já no dinamômetro inercial para cadeirantes, a velocidade angular do eixo aumenta quando há impulso pelo cadeirante e a aceleração angular é positiva, representando que o cadeirante inseriu potência ao sistema. Portanto, o dinamômetro inercial mostra-se eficaz nessa situação visto que a velocidade não é constante.

3. ESTRUTURA DO DINAMÔMETRO

3.1 Componentes Mecânicos

Na Fig. 5, apresentam-se os principais constituintes mecânicos do dinamômetro inercial para cadeirantes, em representação realizada no *software* Solidworks.

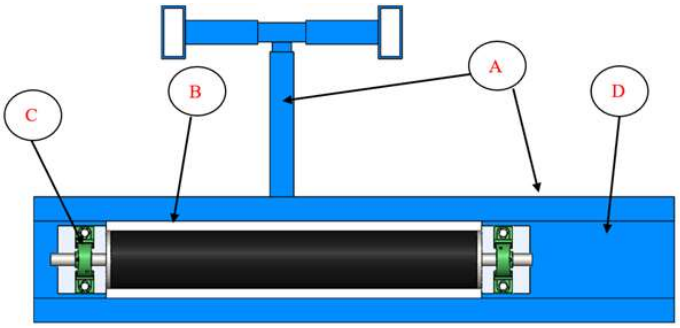

Fig. 5: Desenho esquemático dos constituintes mecânicos do dinamômetro.

A estrutura da base de sustentação do dinamômetro inercial (indicado pela letra A na Fig. 5) é composta por perfis de aço fixados entre si por meio do processo de soldagem, com exceção dos pontos ajustáveis da estrutura que requerem a utilização de parafusos.

Possui também um cilindro girante (indicado pela letra B), constituído por um tubo cujo material é PVC (policloreto de

vinila) rígido, flanges de aço nas laterais e um eixo também em aço. Dois mancais (um deles indicado por C) são fixos na estrutura e sustentam o cilindro girante, sobre o qual as rodas traseiras da cadeira de rodas são posicionadas, para transmissão do movimento.

As rodas dianteiras, por sua vez, permanecem fixas na parte frontal da estrutura, permitindo ajuste para diferentes modelos de cadeira de rodas. O espaço disponível na base do dinamômetro, indicado por (D), destina-se aos equipamentos para instrumentação.

As dimensões do cilindro de inércia, bem como as características dos materiais utilizados, são descritas na Tabela 1. A densidade (ρ) foi definida a partir do site de propriedades de materiais MatWeb (2020). Para o aço 1020, a densidade equivale à 7870 kg/m³ e, para o PVC rígido, 1370 kg/m³.

Tabela 1: Dimensões e características do cilindro de inércia.

Componente	Material	Diâmetro interno (m)	Diâmetro externo (m)	Comprimento (m)
Chapa externa do flange	Aço 1020	0,0254	0,1700	0,0100
Chapa interna do flange	Aço 1020	0,0254	0,1550	0,0100
Eixo	Aço 1020	-	0,0254	1,0000
Tubo	PVC	0,1550	0,1700	0,7600

É mostrado, na Fig. 6, o desenho esquemático do cilindro de inércia, realizado no *software*.

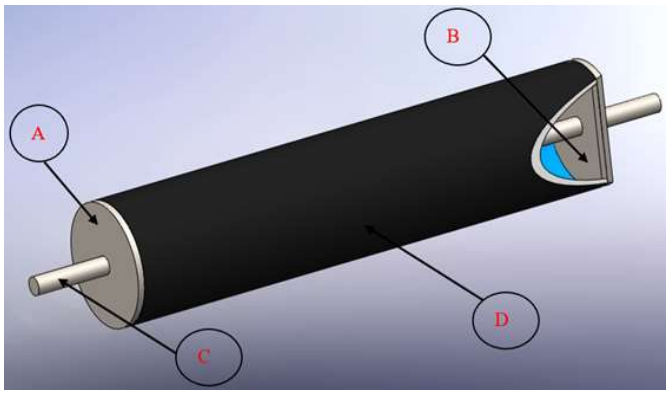

Fig. 6: Desenho esquemático do cilindro de inércia com corte transversal.

Estão indicados pelas letras A, B, C, e D, os principais componentes do cilindro de inércia, sendo eles:

A) Chapa de aço externa do flange;

B) Chapa de aço interna do flange;

C) Eixo de aço do cilindro de inércia;

D) Tubo PVC do cilindro de inércia.

Para o cálculo do momento de inércia do cilindro, utilizou-se o desenho mostrado na Fig. 6, realizado no *software* Solidworks onde, a partir dos parâmetros geométricos e propriedades dos materiais constituintes, o *software* calcula o momento de inércia do conjunto, onde obteve-se 0,042 kg.m².

Deve-se considerar o aumento da inercia total com a adição de carga referente ao peso do cadeirante e da cadeira de rodas – conforme descrito por Rech et al. (2018), que avaliaram o acréscimo de dissipação de energia devido ao atrito de rolagem proveniente do aumento de peso sobre o conjunto de medição. A partir da instrumentação, calcula-se a inércia total do sistema.

3.2 Velocidade Máxima no Eixo do Cilindro

Deve-se calcular a velocidade angular máxima esperada ao eixo do cilindro de inércia para selecionar um sensor adequado para efetuar as medições. Necessita-se, inicialmente, estabelecer a relação entre as velocidades linear e angular da cadeira de rodas, bem como as velocidades angulares do cilindro e, consequentemente, do eixo. Na Fig. 7 é mostrado o desenho realizado no *software* Solidworks com a relação de transmissão de velocidades entre a roda e o cilindro. Através de equações matemáticas, se estabelece a velocidade angular do eixo do cilindro, a partir de uma dada velocidade linear da cadeira.

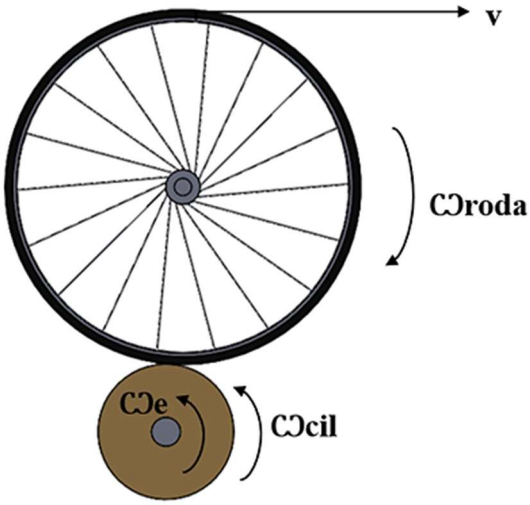

Fig. 7: Desenho esquemático da transmissão de velocidades.

As relações estabelecidas estão de acordo com Budynas e Nisbett (2016). Sabendo-se o diâmetro da roda da cadeira (D_{roda}), é possível estabelecer a velocidade angular da cadeira de rodas (ω_{roda}) em relação à velocidade linear (V), onde:

$$\omega_{roda} = \frac{V}{\left(\frac{D_{roda}}{2}\right)}. \quad (1)$$

A velocidade angular do cilindro como um todo (ω_{cil}) é igual à do eixo do cilindro (ω_e), porém, não é a mesma velocidade angular da roda (ω_{roda}). Conhecendo-se o diâmetro do cilindro (D_{cil}), tem-se ω_e como:

$$\omega_e = \frac{(\omega_{roda}\, D_{roda})}{D_{cil}}. \quad (2)$$

Substituindo (1) em (2) e rearranjando os termos, tem-se:

$$\omega_e = \frac{2\,V}{D_{cil}}. \quad (3)$$

Para fins de dimensionar o equipamento para casos extremos, isto é, atletas de alto rendimento, utilizou-se os resultados dos 10 melhores competidores listados no *ranking* mundial na categoria 100 metros, T54, masculino (World Para Athletics Rankings, 2020).

A classe T54 refere-se aos atletas com função normal de tronco que apresentam alguma sequela em membros inferiores (Confederação Brasileira de Atletismo, 2020).

Calculou-se então a velocidade média dos atletas na prova, obtendo-se 6,5 m/s. Aplicando esse valor de velocidade linear, juntamente com o que se tem na Tabela 1 para o diâmetro externo do cilindro, obteve-se a partir de (3) que a máxima velocidade angular esperada no eixo do cilindro é 76,4 rad/s ou 730 rpm.

4. INSTRUMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Na instrumentação, um motor elétrico é conectado ao eixo do cilindro de inércia e fixado na base de sustentação para ajustar os parâmetros mecânicos do dinamômetro, tais como inércia e atrito do conjunto cadeira de rodas, dinamômetro e peso do cadeirante. Utiliza-se ainda uma célula de carga para medição da força de reação imposta ao sistema devido a inércia total durante a aceleração do conjunto e um sensor óptico, conhecido como *encoder* para medir a variação da rotação do eixo.

A partir de um sistema de aquisição de dados adequado, consegue-se visualizar em computador a velocidade, torque e potência desenvolvidos no ensaio bem como registrar em arquivo para posterior análise. Tais parâmetros podem ser relacionados ao condicionamento físico do cadeirante, auxiliando profissionais como fisioterapeutas e educadores físicos em um mapeamento das condições físicas contribuindo à reabilitação ou desenvolvimento das capacidades motoras.

4.1 Medição da Rotação

A medição adequada da velocidade angular da massa inercial é um parâmetro necessário para o cálculo do torque e potência, devendo esta ser realizada com um *encoder* do tipo incremental acoplado no eixo do dinamômetro.

O *encoder* incremental é um dispositivo de *feedback* de posição que fornece contagens incrementais. Desse modo, fornece uma posição relativa, onde o sinal de *feedback* é sempre referenciado a uma posição inicial (Broadcom, 2020).

Sabendo-se a quantidade de pulsos elétricos que o dispositivo envia à saída a cada volta completa e o tempo entre um pulso e outro, pode-se obter facilmente a velocidade e a aceleração angular.

O *encoder* selecionado é fabricado pela Broadcom (Fig. 8), e possui 360 pulsos, então a resolução é de 1° e realiza medições em velocidades superiores à 730 rpm, atendendo dessa forma o que se estabeleceu no dimensionamento.

Fig. 8: *Encoder* óptico (Broadcom, 2020).

4.2 Aquisição de Dados

A aquisição de dados é realizada utilizando a plataforma de prototipagem eletrônica *open-source* Arduino, que se baseia em *hardware* e *software* flexíveis, fáceis de usar, muito populares em todo mundo e apresentam um baixo custo, e o microcontrolador é um Atmel AVR de 8 bits com suporte para entradas/saídas digitais e analógicas embutidos.

A linguagem de programação utilizada é a linguagem padrão da plataforma Arduino, baseada na linguagem *Wiring*, que é muito parecida com a linguagem C/C++.

Para a leitura do sinal analógico da célula de carga, é utilizado um circuito de condicionamento (o módulo conversor A/D e amplificador HX711), por possuir um conversor A/D de 24 bits (as entradas analógicas do Arduino possuem um conversor A/D de 10 bits) e um amplificador com ganho que pode ser variável. Este módulo é utilizado para fazer a interligação entre a célula de carga e o microcontrolador.

A aquisição do sinal digital gerado pelo *encoder* óptico incremental e entradas digitais do microcontrolador são utilizadas juntamente com *software* de interrupções, o que permite medir a posição (velocidade e aceleração) relativa ao ponto em que o *encoder* é ativado, sentido da rotação (horário e anti-horário) e também detectar o número de voltas completas que o dispositivo acoplado ao *encoder* gerou.

4.3 Cálculo da Inércia Total

Para a definição da inércia total composta pelo momento de inércia e o atrito do sistema é empregado um motor elétrico para tracionar o sistema em rotações com aceleração.

A força de reação é medida em um braço de alavanca, o qual se encontra em balanço e acoplado ao sistema que impõe a carga em uma célula de carga com capacidade máxima de 1 kg e incerteza de medição relativa de 0,2% F.S., da marca Keyes, instalada em uma das extremidades do braço de alavanca.

A célula é condicionada a amplificador necessário para a medição de resistências de ordem muito baixa, com conexão a quatro fios, e a inércia total é utilizada, posteriormente, para a quantificação de potência imposta pelo cadeirante durante o ensaio.

Inicialmente, quando o motor elétrico é ligado, faz-se a medição da variação da rotação com o *encoder* e contabiliza-se o tempo de aceleração, isto é, o tempo desde o instante em que o equipamento é acionado até ser atingida a rotação nominal. O torque (T_M) imposto ao sistema é dado por:

$$T_M = F\ d\ , \tag{4}$$

em que F representa a força de reação medida através da célula de carga e d representa o comprimento do braço de alavanca em que esta força é aplicada.

Conhecendo-se a aceleração do conjunto (α), proveniente da variação da velocidade angular medida com o *encoder*, calcula-se a inércia total do sistema (It) por meio de (5).

$$I_t = \frac{T_M}{\alpha}. \tag{5}$$

A inércia total do sistema é medida para pesos diferentes visto que o atrito que contribuiu para inércia total é dependente do peso imposto ao conjunto formado pelo dinamômetro e o cadeirante. São colocados pesos mortos de 20 kg_f, 50 kg_f e 100 kg_f para medição da inercia total.

Posteriormente, para ensaios reais, o peso do cadeirante deve ser informado ao *software* e valores intermediários aos utilizados são interpolados, visto que têm comportamento linear conforme Rech et al. (2018).

4.4 Medição da Potência

O torque (T), nesse caso imposto pelo cadeirante, é dependente da inércia total do sistema (It) e a aceleração angular do conjunto (α), como:

$$T = I_t\ \alpha\ . \tag{6}$$

Multiplicando-se o torque imposto pelo cadeirante, pela velocidade angular (ω_e) medida pelo *encoder* no eixo, tem-se a potência (P) dada por:

$$P = T\ \omega_e\ . \tag{7}$$

Substituindo (6) em (7), tem-se:

$$P = I_t\ \alpha\ \omega_e\ . \tag{8}$$

É importante observar em (8), que por meio de parâmetros mensuráveis do dinamômetro, como a inércia do sistema, velocidade angular e a sua derivada, a aceleração angular, obtém-se a potência imposta no sistema pelo indivíduo cadeirante.

No período de propulsão, há um aumento da variação da velocidade angular, e nesse momento é que se realiza o cálculo da potência utilizando-se (8). A Fig. 9 mostra os períodos de propulsão e não propulsão da cadeira de rodas.

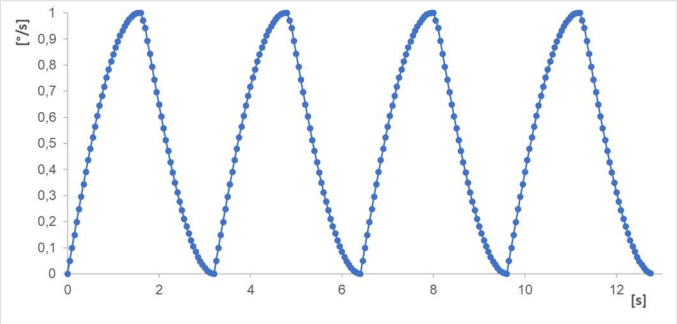

Fig. 9: Fases de propulsão e não propulsão exercidas pelo cadeirante.

5. CONCLUSÕES

Segundo o último censo realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 6,7 % da população brasileira possui algum tipo de deficiência (IBGE EDUCA, 2010).

Dessa forma, o trabalho proposto visa contribuir científico e tecnologicamente à área da saúde e aos usuários de cadeiras de rodas, como equipamento compacto e de baixo custo, o qual possibilita o diagnóstico de doenças crônicas associadas ao sedentarismo, bem como a reabilitação e desenvolvimento das capacidades motoras dos cadeirantes, constituindo tecnologia acessível aos paratletas no mapeamento de suas condições físicas, contribuindo, portanto, para o desenvolvimento de suas capacidades físico-motoras.

Os parâmetros mecânicos, sendo estes: construção da base de sustentação em aço, bem como do cilindro de inércia, além da seleção dos mancais adequados e, por fim, a montagem desses constituintes estão concluídos. Trabalhos futuros apontam para o desenvolvimento da instrumentação a partir dos equipamentos citados nesse artigo e calibração do dinamômetro por meio da metodologia desenvolvida nesse trabalho, para possibilitar a medição do desempenho de cadeirantes e tomadas de medição em condições reais de uso, com a participação do cadeirante para a validação do sistema.

REFERÊNCIAS

Abreu, T., Friedman, R., Fayh, A.P.T. (2011). Aspectos fisiopatológicos e avaliação do estado nutricional de

indivíduos com deficiências físicas. *Clinical & Biomedical Research*, 31(3), 345 – 352.

Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., Fay, B.T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718 – 723.

Budymas, R.G., Nisbett, J.K. (2011). *Elementos de máquinas de Shigley: projeto de engenharia mecânica*, cap. 13, p. 661. AMGH, Porto Alegre, RS.

Broadcom. 2020. *Incremental Encoders*. [online] Disponível em: <https://www.broadcom.com/products/motion-control-encoders/incremental-encoders> [Acesso em 26 Abril 2020].

Cardoso, V.D. (2011). A Reabilitação de pessoas com deficiência através do desporto adaptado. *Revista Brasileira de Ciências e Esporte, Florianópolis*, 33(2), 529 - 539.

Confederação Brasileira de Atletismo. 2020. *Anexo II das Normas para Participação de Atletas com Deficiência em Corridas de Rua*. [online] Disponível em: < http://www.cbat.org.br/repositorio/cbat/documentos_oficiais/normas_oficiais > [Acesso em 26 Abril 2020].

De Groot, E.J.S., Veeger, P.H., Hollander, H.V.A., Van Der Woude, H.V.L. (2004). Effect of Wheelchair Stroke Pattern on Mechanical Efficiency. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(8), 640 – 649.

IBGE EDUCA. 2010. *Pessoas com Deficiência*. [online] Disponível em: <https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/20551-pessoas-com-deficiencia.html> [Acesso em 28 de abril 2020].

Kwarciak, A.M., Sisto, S.A., Yarossi, M., Price, R., Komaroff, E., Boninger, M.L. (2009). Redefining the Manual Wheelchair Stroke Cycle: Identification and Impact of Nonpropulsive Pushrim Contact. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 20–26.

Lima, S.S.C., De Carvalho Freitas, M.N., Dos Santos, L.M.M. (2013). Repercussões psicossociais da acessibilidade urbana para as pessoas com deficiência física. *Psico*, 44 (3), p. 362-371, 2013

Martins, J.M.M. (2006). *Motores de combustão interna*, cap. 11, p. 406 – 410. Publindústria, Porto.

Matweb. 2020. *Material Property Data*. [online] Disponível em: <http://www.matweb.com/> [Acesso em 26 Abril 2020].

Mcveigh, S.A., Hitzig, S.L., Craven, B.C. (2009). Influence of Sport Participation on Community Integration and Quality of Life: A Comparison Between Sport Participants and Non-Sport Participants With Spinal Cord Injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 32(2), 115–124.

Meneghelo, R.S., et al. (2010). III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, 95(5), 1-26.

Noce, F., Simim, M.A.D.M., Mello, M.T.D. (2009). A percepção de qualidade de vida de pessoas portadoras de deficiência física pode ser influenciada pela prática de atividade física? *Revista Brasileira de Medicina do Esporte, Niterói*, 15(3), 174-178.

Rech, C., Balafa, P., Santos, C.R.O.D. (2018). Esteira Ergométrica Para Cadeirantes. *Proceedings Do 6º Encontro Nacional De Engenharia Biomecânica.*

Robertson, R.N., Boninger, M.L., Cooper, R.A., Shimada, S.D. (1996). Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation,* 77(9), 856-864.

SolidWorks. 2020. [online] Disponível em: < https://www.solidworks.com > [Acesso em 04 Maio 2020].

Torres, V.M.F., Vieira, S.C.M. (2014). Qualidade de vida em adolescentes com deficiência. *Revista CEFAC*, 16(6), 1953-1961.

Vieira, S.A.A. (2012). *ERGO1: Novo Protótipo Para Condicionamento Físico De Cadeirantes E Paratletas*. Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia.

Whoqol Group. (1995). The World Health Organization quality of life assessment (WHOQOL): position paper from the World Health Organization. Social science & medicine, 41(10), 1403-1409.

World Para Athletics Rankings. 2020. [online] Disponível em: <https://www.paralympic.org/athletics/rankings> [Acesso em 26 Abril 2020].

Zuchetto, Â.T. (2002). As contribuições das atividades físicas para a qualidade de vida dos deficientes físicos. *Kinesis*, (26).