

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CAMPUS DA UFSM EM CACHOEIRA DO SUL
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Arthur Emilio Missio Strelow

**DIMENSIONAMENTO DE UM DINAMÔMETRO INERCIAL PARA
PcD CADEIRANTES**

Cachoeira do Sul, RS
2021

Arthur Emilio Missio Strelow

**DIMENSIONAMENTO DE UM DINAMÔMETRO INERCIAL PARA PcD
CADEIRANTES**

Trabalho de conclusão de curso, apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS) – Campus da UFSM em Cachoeira do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de **Engenheiro Mecânico**.

Orientador: Prof. Dr. Charles Rech

Coorientador: Prof. Dr. André Francisco Caldeira

Cachoeira do Sul, RS
2021

Arthur Emilio Missio Strelow

**DIMENSIONAMENTO DE UM DINAMÔMETRO INERCIAL PARA PcD
CADEIRANTES**

Trabalho de conclusão de curso, apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS) – Campus da UFSM em Cachoeira do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de **Engenheiro Mecânico**.

Aprovado em 26 de maio de 2021:

Charles Rech, Dr. (UFSM-CS)
(Presidente/Orientador)

Rogério Brittes da Silva, Dr. (UFSM-CS)

Cristiano Frandalozo Maidana, Dr. (UFSM-CS)

Carlos Eduardo de Souza, Dr. (UFSM-SM)

Cachoeira do Sul, RS
2021

AGRADECIMENTOS

À minha família, por estar presente em toda essa jornada e aos meus orientadores, por todos os ensinamentos.

" Se tu o desejas, podes voar, só tens de confiar muito em ti."

(Steve Jobs)

RESUMO

DIMENSIONAMENTO DE UM DINAMÔMETRO INERCIAL PARA PcD CADEIRANTES

AUTOR: Arthur Emilio Missio Strelow
ORIENTADOR: Prof. Dr. Charles Rech
COORIENTADOR: Prof. Dr. André Francisco Caldeira

O bem-estar social dos cadeirantes está relacionado a suas condições físicas e psicológicas, a acessibilidade e a inserção no mercado de trabalho. O desenvolvimento de tecnologias assistivas de baixo custo vem ao encontro de melhorar a qualidade de vida destas pessoas. O dinamômetro inercial proposto visa auxiliar na reabilitação e no desenvolvimento de habilidades motoras dos PcD (pessoas com deficiência) cadeirantes e, dessa forma, possibilitar a realização das suas atividades diárias de forma mais independente. Ainda, busca possibilitar que profissionais da área da saúde avaliem a fisiologia cardiovascular dos cadeirantes. Assim, no presente trabalho, é realizado o dimensionamento e calibração do dispositivo para avaliação do desempenho e condicionamento físico de cadeirantes. Em uma primeira etapa, o equipamento foi calculado para atender a medição de potência imposta por um cadeirante e estimou-se o momento de inércia do cilindro do dinamômetro. Em seguida, realizou-se a instrumentação do equipamento, em que se utilizou a energia potencial gravitacional de referência para quantificar a carga total, que é dependente do momento de inércia e dos atritos de rolagem envolvidos. Realizou-se um experimento prático, no qual um elemento de massa de 2,5 kg, suspenso por um fio, tracionou e rotacionou o cilindro de inércia. A partir da medição da aceleração no cilindro, com diferentes massas colocadas sobre a cadeira de rodas posicionada no dinamômetro, foi obtida uma equação que rege o comportamento da carga total do sistema (inercial e de atrito) para ser utilizada em avaliações quando a fonte propulsora no dinamômetro for o cadeirante.

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

ABSTRACT

DIMENSIONALIZATION OF AN INERCIAL DYNAMOMETER FOR PwD WHEELCHAIR USERS

AUTHOR: Arthur Emilio Missio Strelow
ADVISOR: Prof. Dr. Charles Rech
CO-ADVISOR: Prof. Dr. André Francisco Caldeira

The social well-being of wheelchair users is related to their physical and psychological conditions, accessibility, and insertion in the job market. The development of low-cost assistive technologies comes to improve the quality of life of these people. The inertial dynamometer proposed aims to assist in the rehabilitation and development of motor skills of PwD (people with disabilities) wheelchair users and, thus, enable them to perform their daily activities more independently. It also aims to enable health professionals to evaluate the cardiovascular physiology of wheelchair users. Thus, in the present work, it is performed the project dimensioning and calibration of the device to evaluate the performance and physical conditioning of wheelchair users. In a first step, the equipment was calculated to attend the measurement of power imposed by a wheelchair user and the moment of inertia of the dynamometer cylinder was estimated. Subsequently, the instrumentation of the equipment was performed, in which the gravitational potential energy of reference was used to quantify the total inertia that is dependent on the moment of inertia and the rolling frictions involved. A practical experiment was performed, in which an element of mass 2,5 kg, suspended by a wire, pulled and rotated the cylinder of inertia. From the measurement of the acceleration in the cylinder, with different masses placed on the wheelchair positioned on the dynamometer, an equation that governs the behavior of the total forces acting on the system (inertial and friction) was obtained, to be used in evaluations when the propulsive source on the dynamometer is the wheelchair user.

Keywords: Assistive technologies. Inertial dynamometer. Physical evaluation of PwD wheelchair users. Physical conditioning of PwD wheelchair users.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fatores associados a qualidade de vida.....	13
Figura 2 - Fases e períodos da cadeira de rodas.	14
Figura 3 - Ângulos médios de início e fim do curso de propulsão para (A) usuários inexperientes e (B) usuários experientes de cadeira de rodas. Ângulos referenciados a 0°, horizontal.	15
Figura 4 – Fluxograma de associação das grandezas físicas.	17
Figura 5 - Desenho esquemático dos constituintes mecânicos do dinamômetro – dimensões em milímetros.....	20
Figura 6 - Desenho esquemático do cilindro de inércia com corte transversal.	21
Figura 7 - Desenho esquemático da transmissão de velocidades.	23
Figura 8 – <i>Encoder</i> Incremental HEDS.....	24
Figura 9 – Estrutura em madeira projetada para os testes.	25
Figura 10 – Simulação do dinamômetro sobre a estrutura de madeira.	26
Figura 11 – Foto do dinamômetro sobre a estrutura de madeira.	27
Figura 12 – Elemento de massa suspenso por um fio enrolado no cilindro de inércia.	28
Figura 13 – Medição do elemento de massa de 2,5 kg _f utilizado no ensaio.....	29
Figura 14 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia sem elemento de massa sobre a cadeira.....	31
Figura 15 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 20 kg sobre a cadeira de rodas.	32
Figura 16 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 30 kg sobre a cadeira de rodas.	33
Figura 17 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 40 kg sobre a cadeira de rodas.	33
Figura 18 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 50 kg sobre a cadeira de rodas.	34
Figura 19 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 60 kg sobre a cadeira de rodas.	34
Figura 20 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 70 kg sobre a cadeira de rodas.	35
Figura 21 – Comportamento da carga total do sistema (forças inerciais e de atrito) de acordo com a variação de massa sobre a cadeira de rodas.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Velocidade média (m/s) calculada para os 10 melhores competidores listados no <i>ranking</i> mundial na categoria 100 metros, T54, masculino.	19
Tabela 2 – Dimensões e características do cilindro de inércia.	21
Tabela 3 – Equações de velocidade versus tempo para cada ensaio.	35
Tabela 4 – Carga total do sistema (forças inerciais e de atrito) (C_t).....	36

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	OBJETIVO GERAL	12
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
1.3	JUSTIFICATIVA.....	12
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	13
2.1	QUALIDADE DE VIDA DOS DEFICIENTES FÍSICOS.....	13
2.2	ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA PROPULSÃO	14
2.3	DINAMÔMETRO	16
2.3.1	O Dinamômetro Inercial	16
3	METODOLOGIA	18
3.1	VELOCIDADE MÁXIMA ESPERADA NOS TESTES	18
3.2	PARÂMETROS GEOMÉTRICOS E PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	19
3.3	INSTRUMENTAÇÃO.....	22
3.3.1	Dimensionamento do Transdutor Rotativo	22
3.4	DEFINIÇÃO EXPERIMENTAL DA CARGA TOTAL (INÉRCIA E ATRITOS DE ROLAGEM).....	24
4	DISCUSSÃO E RESULTADOS	31
4.1	CURVAS DE VELOCIDADE	31
4.2	DEFINIÇÃO DA CARGA TOTAL DO SISTEMA	35
5	CONCLUSÃO	38
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	39
	REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

Na área da saúde, o uso de equipamentos adequados possui extrema importância para o diagnóstico e tratamento de doenças. Pessoas acarretadas com alguma deficiência física possuem, devido à redução de sua mobilidade, predisposição para doenças crônicas e associação com comorbidades (ABREU, FRIEDMAN E FAYH, 2011). Além desse fato, para esse grupo há ainda poucos equipamentos específicos para avaliação do seu condicionamento físico e geralmente com custo de aquisição alto.

Em estudos, McVeigh, Hitzig e Craven (2009) apontam que o exercício físico e a prática esportiva voltada para a 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. Os resultados apontam à necessidade de melhoramento nas condições de acessibilidade, segurança, cuidados com a saúde e oportunidades de aprendizado de novas informações e habilidades pelos adolescentes com deficiência, necessárias para um fundamental exercício da cidadania. 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 nas avaliações de condicionamento físico, bem como auxiliar indivíduos cadeirantes na reabilitação e desenvolvimento de habilidades motoras e conseqüentemente na realização das atividades diárias de forma independente. Além disso, pode ser utilizado para avaliar o funcionamento cardiovascular durante o 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 utilização 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 carga total do conjunto, o torque e a potência podem ser calculados. Rech et al. (2018) dimensionaram um dinamômetro inercial considerando aplicação de 100 W. Ainda em Rech et al. (2018), os autores mostraram que a carga total é dependente do momento de inércia e do atrito, cuja variação é linear com a carga proveniente da massa do cadeirante.

1.1 OBJETIVO GERAL

Dimensionar um dinamômetro inercial para cadeirantes, levando-se em consideração parâmetros como a geometria, as propriedades do material e a velocidade da massa giratória, denominada de cilindro de inércia, bem como realizar a instrumentação do equipamento, e desenvolver uma metodologia para avaliar experimentalmente a carga total do sistema, composta por momento de inércia e atritos de rolagem.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos desse trabalho são:

- pesquisar a máxima velocidade esperada durante os testes para o dimensionamento do equipamento;
- desenhar os constituintes mecânicos do dinamômetro;
- calcular o momento de inércia teórico da massa giratória;
- desenvolver uma metodologia de calibração do dinamômetro inercial para cadeirantes e montar um experimento para medir a carga inercial total do sistema para diferentes condições de massa sobre o equipamento, utilizando a força potencial gravitacional para rotacionar o cilindro de inércia;
- obter a equação de calibração do dinamômetro.

1.3 JUSTIFICATIVA

De acordo com o último censo realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 6,7 % da população brasileira possui algum tipo de deficiência (IBGE EDUCA, 2010). Isso revela a importância do desenvolvimento de tecnologias assistivas de baixo custo para esse grupo de indivíduos. Existem poucos estudos a cerca de dinamômetros para cadeirantes e os equipamentos existentes no mercado possuem alta complexidade e custo elevado. Portanto, justifica-se a realização do presente trabalho na necessidade de dimensionar um dinamômetro inercial para cadeirantes que visa ser compacto, de baixo custo e que busca auxiliar profissionais da saúde no diagnóstico de doenças, além de possibilitar a reabilitação e desenvolvimento das capacidades motoras dos cadeirantes.

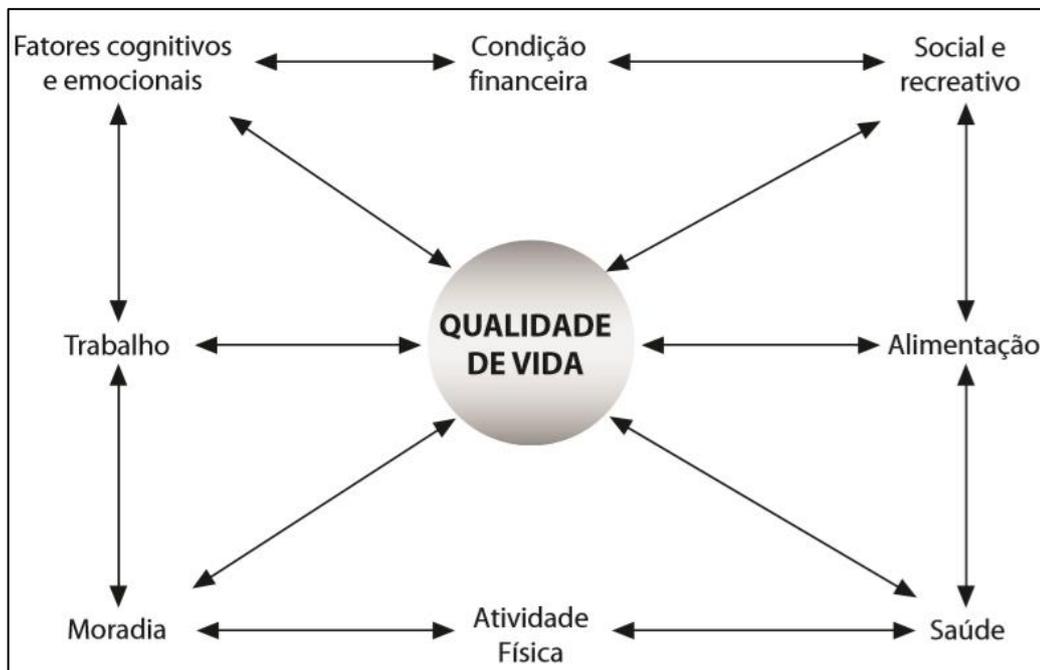
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

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 a história dos dinamômetros e o princípio de funcionamento do dinamômetro inercial.

2.1 QUALIDADE DE VIDA DOS DEFICIENTES FÍSICOS

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 Figura 1, são mostrados diversos fatores que se relacionam com a qualidade de vida, podendo ser destacado a atividade física.

Figura 1 - Fatores associados a qualidade de vida.



Fonte: Spirduso, 2005 apud Noce, Simim e Mello, 2009, p. 175.

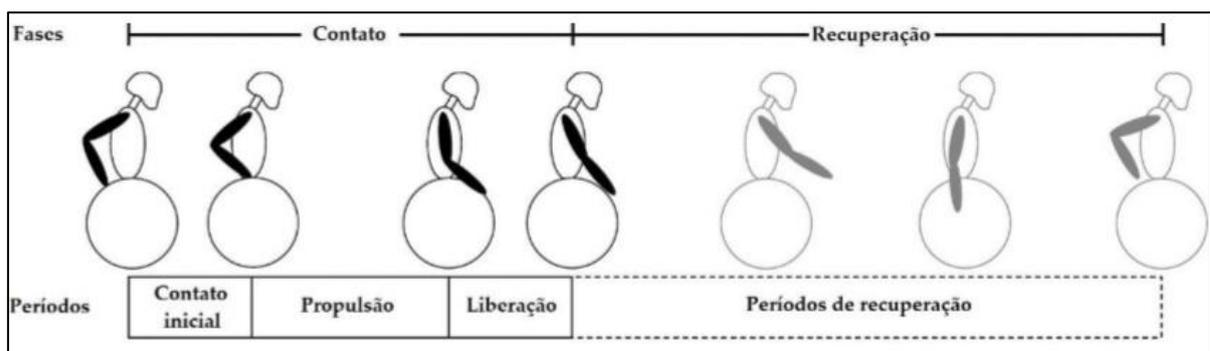
Os cadeirantes conquistam gradativamente direitos que permitem melhoria na sua qualidade de vida, tais como: a inserção no mercado de trabalho, prédios e vias públicas com acessibilidade, transporte com acessibilidade, dentre outros (CARDOSO, 2011). Entretanto,

ainda há diversos empecilhos que impedem o pleno exercício da cidadania por esses indivíduos. Lima de Carvalho Freitas e 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 ambientes por esta causa. 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 à condições secundárias como obesidade, problemas gastrointestinais, complicações respiratórias, dores nas articulações e outros (STEELE, 2004 apud VIEIRA, 2012, p. 8). 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, p. 8).

2.2 ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA PROPULSÃO

Kwarciak et al. (2009) definiram um ciclo que descreve os movimentos do cadeirante, dividido em duas fases: contato e recuperação (Figura 2). A fase de contato é dividida ainda em 3 períodos distintos. Dois destes em que não há acréscimo de energia, que ocorre durante o período de contato inicial e liberação, e o outro em que há a propulsão efetiva. No período de propulsão, a velocidade angular aumenta e a aceleração angular é positiva, representando que o cadeirante inseriu potência ao sistema.

Figura 2 - Fases e períodos da cadeira de rodas.

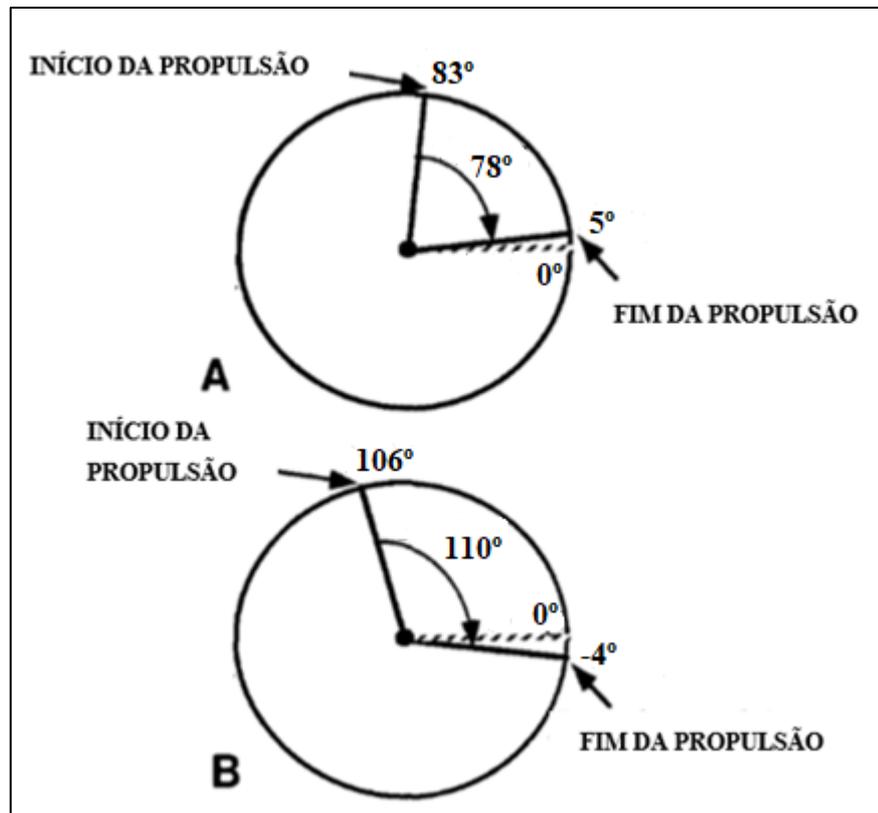


Fonte: Kwarciak et al. (2009).

O período de propulsão é, portanto, o de 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. Os 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.

Figura 3 - Ângulos médios de início e fim do curso de propulsão para (A) usuários inexperientes e (B) usuários experientes de cadeira de rodas. Ângulos referenciados a 0° , horizontal.



Fonte: Adaptado de Robertson et al., (1996).

Conforme a Figura 3, o ângulo médio de propulsão para cadeirantes experientes é 110° e aos inexperientes, 78° . Boninger et al., 2002, realizaram estudo com trinta e oito indivíduos paraplégicos que utilizam cadeira de rodas manual para se movimentar. Buscaram 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 a 85° . Percebeu-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

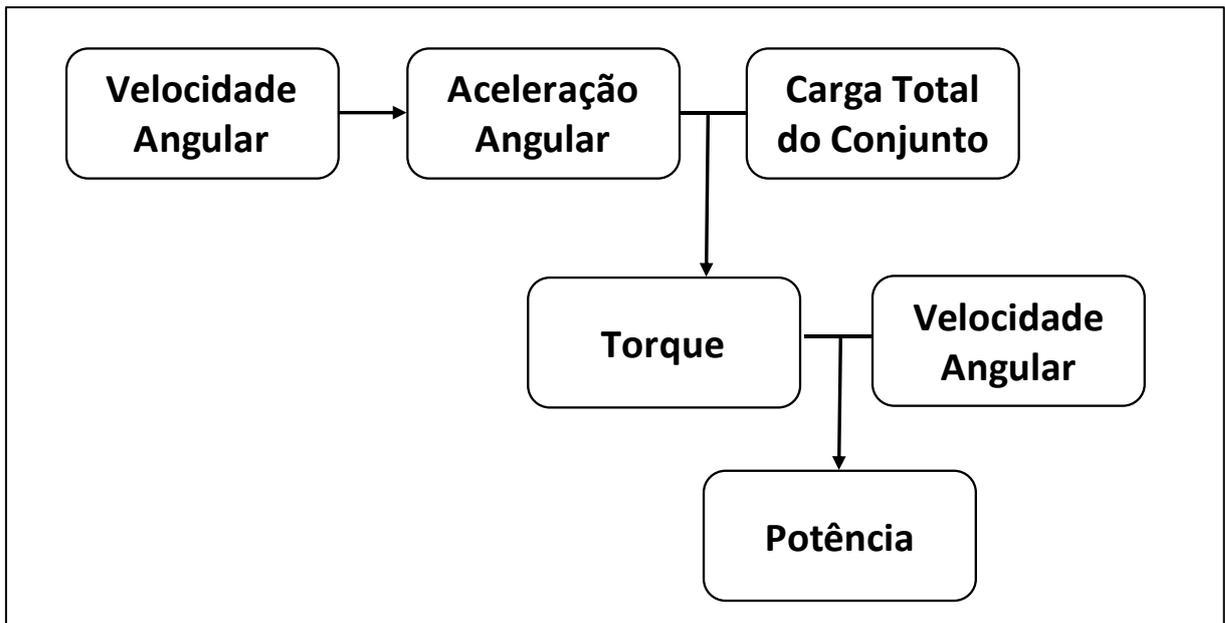
O dinamômetro surgiu essencialmente devido à necessidade de mensurar a potência atuante em sistemas mecânicos. A história do dinamômetro remete ao início do século XIX. Gaspard de Prony (1755 – 1839), matemático e engenheiro francês, desenvolveu o dispositivo conhecido como freio de Prony, o qual é conhecido como o mais antigo dinamômetro. Este equipamento, em sua formatação original, consiste em blocos de madeira que são pressionados contra um volante montado no eixo do motor. O atrito gerado nas extremidades do volante, aplica um torque em uma alavanca; uma balança mede a força necessária para manter a alavanca no lugar (BRITANNICA ACADEMIC, 2009). Diversas variações engenhosas surgiram a partir do invento de Prony.

Em 1877, Willian Froude (1810 – 1879), a pedido do Almirantado Britânico para que fosse produzida uma máquina capaz de absorver e medir a potência de grandes motores navais, desenvolveu o que é conhecido nos dias de hoje como dinamômetro hidráulico (FROUDE INC©, 2020). Já no século XX, por volta de 1930, Martin e Anthony Whinters desenvolvem o dinamômetro por correntes parasitas (KILLEDAR, 2012). De acordo com Martins, 2006, esse equipamento tem seu funcionamento baseado na indução eletromagnética produzida pelo rotor em movimento (excitado eletricamente), que produz correntes de Foucault dissipadas na forma de perdas resistivas no estator. A variação da corrente de excitação produz as variações de carga do freio. O calor dissipado no estator tem de ser retirado por água ou por ar (como nos freios elétricos dos veículos pesados). Esse dinamômetro é classificado como elétrico. Há ainda outros dinamômetros elétricos, à exemplo dos dinamômetros de corrente contínua e os de corrente alternada. Na atualidade, há grande diversidade de dinamômetros, com diferentes princípios de funcionamento e a seleção dependerá de sua aplicação.

2.3.1 O 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 Figura 4, medindo-se a velocidade angular, uma vez conhecida a carga total do conjunto, o torque pode ser calculado pelo produto da carga total e da aceleração angular. A potência é obtida a partir do produto do torque pela velocidade angular.

Figura 4 – Fluxograma de associação das grandezas físicas.



Fonte: Autores (2020).

No dinamômetro inercial, não é possível medir a potência em velocidades constantes devido a sua característica construtiva. Entretanto, quando aplicado a cadeirantes, a velocidade angular do eixo aumenta quando há impulso pelo cadeirante e a aceleração angular é positiva, representando que foi inserido potência ao sistema. Neste caso, o dinamômetro inercial mostra-se eficaz para a medição visto que a velocidade angular não é constante.

3 METODOLOGIA

Inicialmente, investigou-se qual a velocidade máxima esperada durante os testes, para que fosse possível efetuar o dimensionamento do sistema de medição. Posterior a isso, foi realizado o desenho esquemático realizado no *software* CREO Parametric, que busca expor as principais partes mecânicas do equipamento. No mesmo *software*, utilizaram-se os parâmetros geométricos e a característica dos materiais do cilindro, para o cálculo do momento de inércia. Considerando-se a massa da cadeira de rodas e do indivíduo cadeirante sobre o dinamômetro inercial, a carga total do sistema aumenta, pois há influência das forças de atrito de rolagem. Para que seja possível o desenvolvimento de uma metodologia experimental de avaliação da carga total do sistema (inercial e de atrito), é realizada a instrumentação do equipamento, selecionando transdutor de rotação que atenda às condições de dimensionamento. Com isso, torna-se possível a realização de um experimento prático, no qual utiliza-se a força potencial gravitacional para rotacionar o cilindro de inércia, variando-se a massa sobre este. Com os dados coletados é possível estabelecer a curva de calibração do equipamento.

3.1 VELOCIDADE MÁXIMA ESPERADA NOS TESTES

É preciso determinar a velocidade linear máxima da cadeira de rodas esperada durante os testes. Para fins de dimensionar o equipamento para casos extremos, isto é, atletas de alto rendimento, utilizaram-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 seqüela em membros inferiores (CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE ATLETISMO, 2020). Calculou-se então a velocidade média dos atletas na prova e com isto foi estabelecida a média geral desses valores, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1 – Velocidade média (m/s) calculada para os 10 melhores competidores listados no *ranking* mundial na categoria 100 metros, T54, masculino.

Classificação Mundial (T54, 100 m, masculino)	Tempo de prova (s)	Velocidade Média (m/s)
1°	14,19	7,047
2°	14,52	6,887
3°	14,68	6,812
4°	14,75	6,780
5°	14,76	6,775
6°	15,40	6,493
7°	15,67	6,382
8°	15,94	6,274
9°	16,59	6,028
10°	17,43	5,737
Média Geral	15,39	6,496

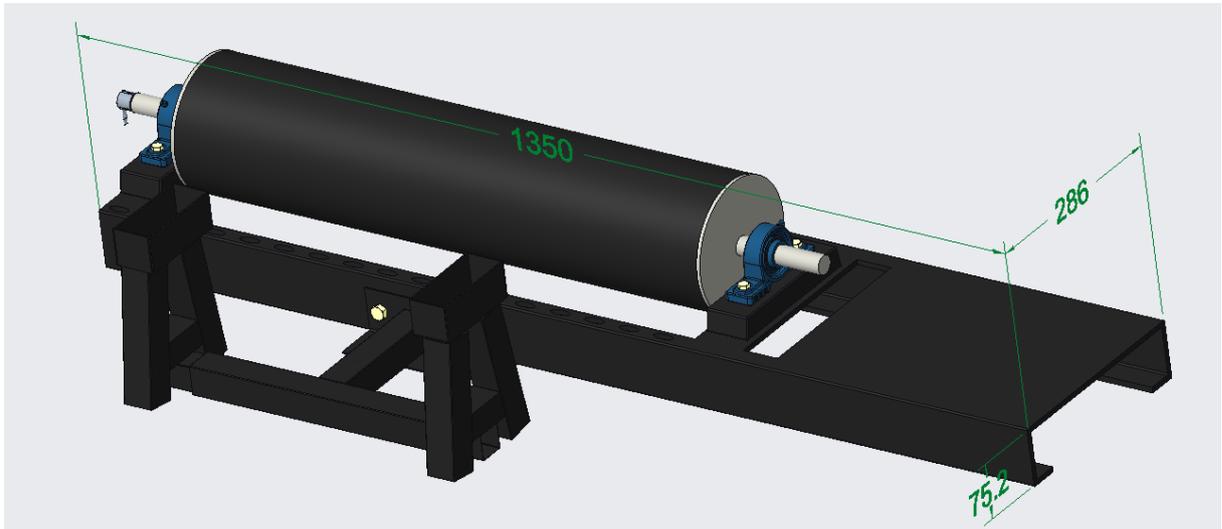
Fonte: Autores (2020).

Os dados de velocidade da Tabela 1 foram utilizados para prever os máximos valores esperados nos testes e, com isso, estabelecer qual o transdutor de rotação mostra-se mais adequado para realizar a medição da velocidade angular do cilindro de inércia.

3.2 PARÂMETROS GEOMÉTRICOS E PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Na Figura 5 (próxima página), são mostrados os principais constituintes mecânicos do dinamômetro inercial para cadeirantes e as dimensões básicas do equipamento em milímetros, em uma representação realizada no *software* Creo Parametric.

Figura 5 - Desenho esquemático dos constituintes mecânicos do dinamômetro – dimensões em milímetros.



Fonte: Autores (2021).

A estrutura da base de sustentação do dinamômetro inercial é composta por chapas de aço dobradas e cortadas, fixadas entre si por meio do processo de soldagem, com exceção dos pontos ajustáveis da estrutura que requerem a utilização de parafusos. Tem-se também um cilindro girante, 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 são fixados na estrutura e sustentam o cilindro girante – as rodas traseiras, da cadeira de rodas, são postas sobre o cilindro para transmissão do movimento. As rodas dianteiras, por sua vez, não precisam efetuar movimento e são fixadas na parte frontal da estrutura que permite ajuste para diferentes modelos de cadeira de rodas.

As dimensões do cilindro de inércia, bem como as características dos materiais utilizados, estão descritas na Tabela 2 (próxima página). A densidade (ρ) foi definida a partir do website de propriedades de materiais MatWeb (MATWEB, 2020).

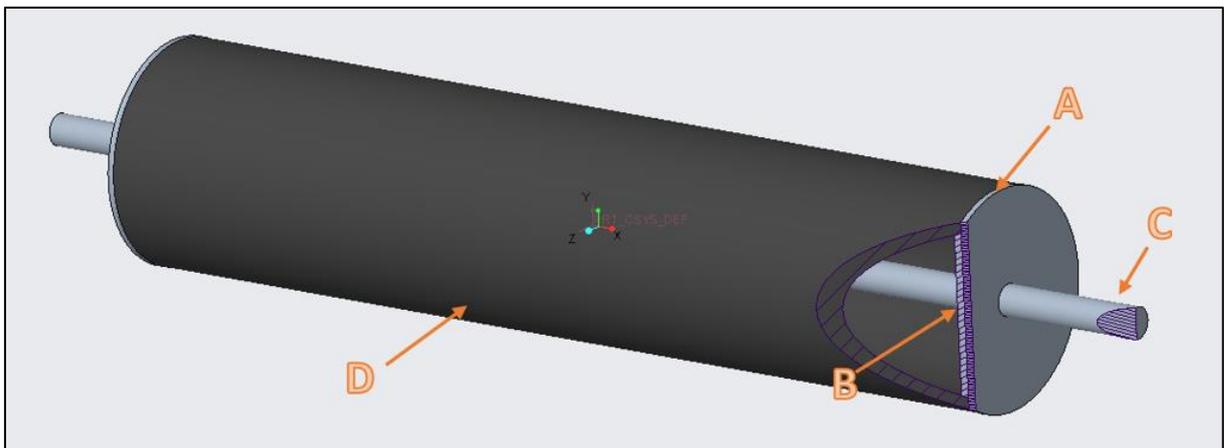
Tabela 2 – Dimensões e características do cilindro de inércia.

Componente	Material	Densidade (kg/m ³)	Diâmetro Interno (m)	Diâmetro Externo (m)	Comprimento (m)
Chapa Externa do Flange	Aço 1020	7,870	0,0254	0,170	0,010
Chapa Interna do Flange	Aço 1020	7,870	0,0254	0,165	0,010
Eixo	Aço 1020	7,870	-	0,0254	1,000
Tube	PVC	1,370	0,165	0,170	0,760

Fonte: Autores (2020).

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

Figura 6 - Desenho esquemático do cilindro de inércia com corte transversal.



Fonte: Autores (2021).

Estão indicados pelas letras A, B, C e D, os principais componentes do cilindro de inércia. Sendo estes:

- 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 Figura 6, realizado no *software* CREO Parametric. A partir dos parâmetros geométricos e das propriedades dos materiais constituintes, o *software* calcula o momento de inércia do conjunto em torno do eixo x, equivalente à 0,0523 kg.m².

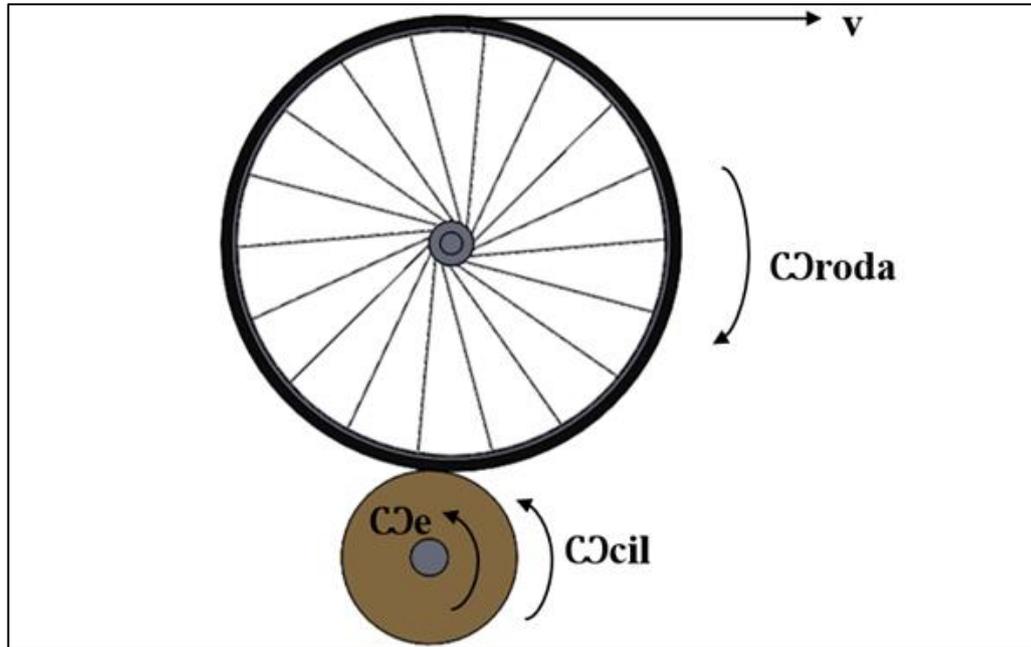
3.3 INSTRUMENTAÇÃO

Para instrumentação, foi utilizado um transdutor de rotação e um sistema de aquisição de dados de plataforma livre. A partir da medição da aceleração angular, é possível calcular a carga total que o sistema impõe composta pelo momento de inércia e atritos envolvidos.

3.3.1 Dimensionamento do Transdutor Rotativo

A medição adequada da variação da velocidade angular da massa inercial é um parâmetro necessário para o cálculo do torque e potência. A medição deve ser realizada com um transdutor chamado de *encoder*, do tipo incremental, acoplado no eixo do dinamômetro. O *encoder* incremental é um dispositivo de realimentação de posição que fornece contagens incrementais. Desse modo, fornece uma posição relativa, em que 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 a velocidade e a aceleração angular. A seleção do *encoder* depende do fenômeno físico a ser mensurado, isto é, o dispositivo deve ser capaz de efetuar a leitura mais rapidamente que a ocorrência do fenômeno físico, neste caso a velocidade angular do eixo. A resolução é a medida do menor incremento mensurável (V. THOMSEN, 1997), que no caso do *encoder* é a quantidade de pulsos elétricos que o dispositivo envia à saída a cada revolução de 360°. Deve-se calcular então a velocidade angular máxima esperada ao eixo para selecionar um *encoder* adequado. Necessita-se inicialmente estabelecer a relação entre a velocidade linear com a velocidade angular da cadeira e a velocidade angular do cilindro, e consequentemente do eixo. Na Figura 7 (próxima página), é mostrado o desenho realizado no *software* SolidWorks com a relação de transmissão de velocidades entre a roda e o cilindro. A partir de equações matemáticas se estabelece a velocidade angular do eixo do cilindro a partir de uma dada velocidade linear da cadeira.

Figura 7 - Desenho esquemático da transmissão de velocidades.



Fonte: Autores (2020).

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):

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

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 (em módulo, visto que a velocidade angular da roda e do eixo tem sentidos opostos):

$$\omega_e = \left| \frac{\omega_{roda} D_{roda}}{D_{cil}} \right| \quad (2)$$

Substituindo a Equação 1 na Equação 2 e rearranjando os termos, tem-se:

$$\omega_e = \left| \frac{2V}{D_{cil}} \right| \quad (3)$$

A partir da Equação 3, considerando-se para fins de dimensionamento que a velocidade linear máxima desenvolvida na cadeira de rodas é aproximadamente 6,5 m/s, sabendo-se também que o diâmetro externo do cilindro é 0,170 m, obtém-se que a velocidade angular máxima esperada no eixo equivale à 76,4 rad/s. Isso representa aproximadamente 730 rotações

por minuto (rpm). Com isso, o *encoder* selecionado, deve ser capaz de efetuar leituras acima de 730 rpm, garantindo uma medição adequada.

O *encoder* selecionado é fabricado pela Broadcom, modelo HEDS-5645#g01, possui resolução de 360 pulsos por rotação e realiza medições em velocidades superiores à 730 rpm, atendendo dessa forma o que se estabeleceu no dimensionamento.

Figura 8 – *Encoder* Incremental HEDS.



Fonte: Broadcom (2021).

No programa desenvolvido em plataforma livre, inverte-se o período dos pulsos para obter a frequência dos pulsos do sensor de rotação (pulsos por segundo). Logo após, divide-se o valor dessa frequência de pulsação pelo número de pulsos por rotação especificados na folha de dados do *encoder*, isto é, 360 pulsos. Com isso, obtém-se a velocidade do cilindro de inércia em rotações por segundo. Finalmente, multiplicando essa frequência angular por 60, converte-se ao valor de velocidade do cilindro de inércia para rotações por minuto.

3.4 DEFINIÇÃO EXPERIMENTAL DA CARGA TOTAL (INÉRCIA E ATRITOS DE ROLAGEM)

Buscou-se uma maneira de avaliar a carga atuante no dinamômetro e que oferece resistência ao impulso do cadeirante. Essa carga resistiva, como dito anteriormente, é proveniente da inércia do próprio cilindro e dos atritos de rolagem. O atrito de rolagem é influenciado pela massa sobre o sistema, isto é, um cadeirante de maior massa deve encontrar maior resistência em realizar o gesto motor que um cadeirante de menor massa. Visto que a potência depende diretamente dessa carga que se opõe ao movimento, faz-se necessário estudar a variação desta com a variação de massa sobre o sistema.

Uma maneira simples de avaliar a carga total, e que se mostrou eficiente conforme resultados, foi a utilização do conceito de energia potencial gravitacional para tracionar e fazer o cilindro de inércia rotacionar. Variando-se a massa total sobre a cadeira de rodas (posicionada sobre o dinamômetro) pode-se estabelecer a variação da carga total do sistema. Necessita-se, entretanto, que o dinamômetro esteja a uma altura considerável do solo para que o cilindro rotacione por um tempo suficientemente alto, para que se tenha uma boa quantidade de dados coletados.

Um pequeno galpão de alvenaria preexistente de 2,2 m de altura, paralelo a uma parede de alvenaria, com um vão livre de 1,5 metros, foi o passo inicial do experimento. Fez-se então necessário projetar uma estrutura em madeira que interligasse a parede ao galpão de alvenaria de forma que o dinamômetro pudesse ser colocado sobre essa estrutura para realização do experimento que consiste em ter um vão livre em altura (3 m) para deixar a massa suspensa tracionar o cilindro. O projeto estrutural, partindo-se das dimensões do dinamômetro e das construções preexistentes, realizado no Creo Parametric, é mostrado na Figura 9. O cavalete é projetado para ficar sobre o galpão de alvenaria e o perfil de madeira, do lado oposto, é então fixado com parafusos na parede de alvenaria. A estrutura é fixada entre si com uso de pregos.

Figura 9 – Estrutura em madeira projetada para os testes.



Fonte: Autores (2021).

Na Figura 10 (próxima página), exemplifica-se como o dinamômetro é posto sobre a estrutura de madeira:

Figura 10 – Simulação do dinamômetro sobre a estrutura de madeira.



Fonte: Autores (2021).

Utilizou-se madeira de reciclagem para montar a estrutura. A distância entre a base que sustenta o dinamômetro mostra-se adequada para obter-se uma boa medição, pois foi obtido um número suficiente de pontos conforme resolução estipulada. A estrutura com o dinamômetro e a cadeira posicionados para o teste é mostrado na Figura 11 (próxima página).

Figura 11 – Foto do dinamômetro sobre a estrutura de madeira.

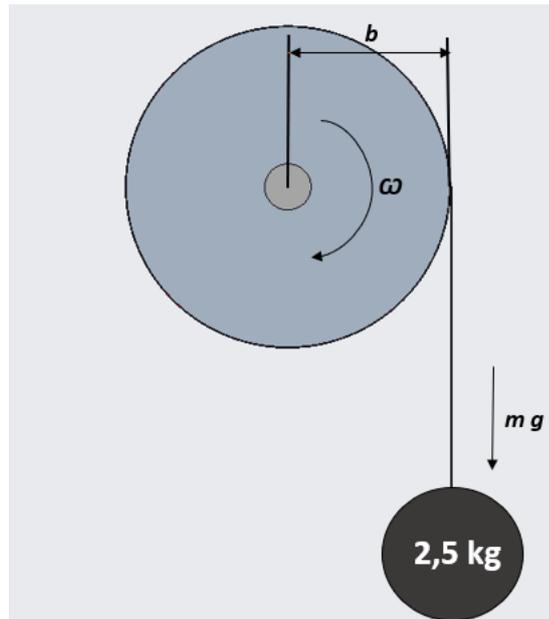


Fonte: Autores (2021).

Está indicado por A na Figura 11, o cilindro de inércia. Em B é possível observar o *encoder* conectado ao eixo do cilindro de inércia.

O experimento prático consiste então em utilizar a energia potencial gravitacional para rotacionar o cilindro de inércia. Na Figura 12 (próxima página) é mostrado um esquema onde um elemento de massa é suspenso por um fio ligado ao cilindro de inércia – a cota b refere-se ao braço de alavanca, ω representa a velocidade angular do cilindro e sua direção e m (massa em suspensão) multiplicado por g (aceleração gravitacional da Terra) representa a força atuante devido a massa suspensa.

Figura 12 – Elemento de massa suspenso por um fio enrolado no cilindro de inércia.



Fonte: Autores (2021).

De acordo com Budynas e Nisbett, 2016, o torque (T) proveniente do elemento de massa suspenso, é dado pelo produto do braço de alavanca (b), massa em suspensão (m) e da aceleração gravitacional da Terra (g):

$$T = b m g \quad (4)$$

Conforme mostrado em Budynas e Nisbett, 2016, o torque (T) também pode ser descrito pela carga total do sistema (C_t) (nesse caso representado pela inércia do cilindro e as forças resistivas de atrito) e a aceleração angular (α_e), que no caso em questão trata-se da aceleração medida no eixo pelo *encoder*. Portanto, o torque (T) é dado por:

$$T = C_t \alpha_E \quad (5)$$

Sabendo-se que a aceleração angular é a variação da velocidade angular ($\mathcal{C}\omega_e$) em um determinado tempo (t), onde o subscrito f representa valores de velocidade e tempo finais e o subscrito i refere-se à valores iniciais, tem-se novamente que o torque é dado por:

$$T = \frac{C_t (\mathcal{C}\omega_{e,f} - \mathcal{C}\omega_{e,i})}{(t_f - t_i)} \quad (6)$$

Igualando a Equação 4 e a Equação 6, e isolando C_t , tem-se:

$$C_t = \frac{(t_f - t_i)(b m g)}{(\mathcal{C}\omega_{e,f} - \mathcal{C}\omega_{e,i})} \quad (7)$$

Os valores das variáveis b , m , g são conhecidos. O experimento prático possibilita definir uma equação de velocidade dependente do tempo para cada valor de massa sobre o

equipamento. Com isso, substituem-se valores de tempo inicial e tempo final nessas equações para encontrar o valor da carga resistiva total (C_t) para cada valor de massa sobre o dinamômetro.

Os elementos de massa utilizados no ensaio, são sacos plásticos contendo areia. Utilizou-se uma balança devidamente calibrada pelo INMETRO, verificação número N13.667.693-9, com resolução de 0,001 kg, para medir massa dos sacos de areia utilizados no experimento. Utilizou-se areia seca (para simular a massa do cadeirante) e a medição foi efetuada no mesmo dia do ensaio, para evitar ao máximo mudanças no valor da massa total devido a variações de umidade da areia. Na Figura 13, é mostrado um dos elementos de massa sobre a balança.

Figura 13 – Medição do elemento de massa de 2,5 kg_f utilizado no ensaio.



Fonte: Autores (2021).

Nesse experimento é possível definir a seguinte sequência de passos que devem ser seguidos:

1. Colocar uma determinada massa sobre a cadeira de rodas posicionada no dinamômetro (equivalente à 0 kg, 20 kg, 30 kg, 40 kg, 50 kg, 60 kg e 70 kg);
2. Tracionar o fio que suspende o elemento de massa que vai ser utilizado para propiciar a queda devido a ação gravitacional (massa equivalente à 2,5 kg).
3. Soltar a massa em queda livre;

4. Gravar os dados de variação de velocidade e tempo;
5. Alterar a massa sobre o equipamento.

Os dados coletados de velocidade no tempo são exportados para um *software* para pós-processamento de dados e obtenção da equação que descreve a variação de velocidade no tempo. Os resultados são apresentados e discutidos no capítulo 4.

4 DISCUSSÃO E RESULTADOS

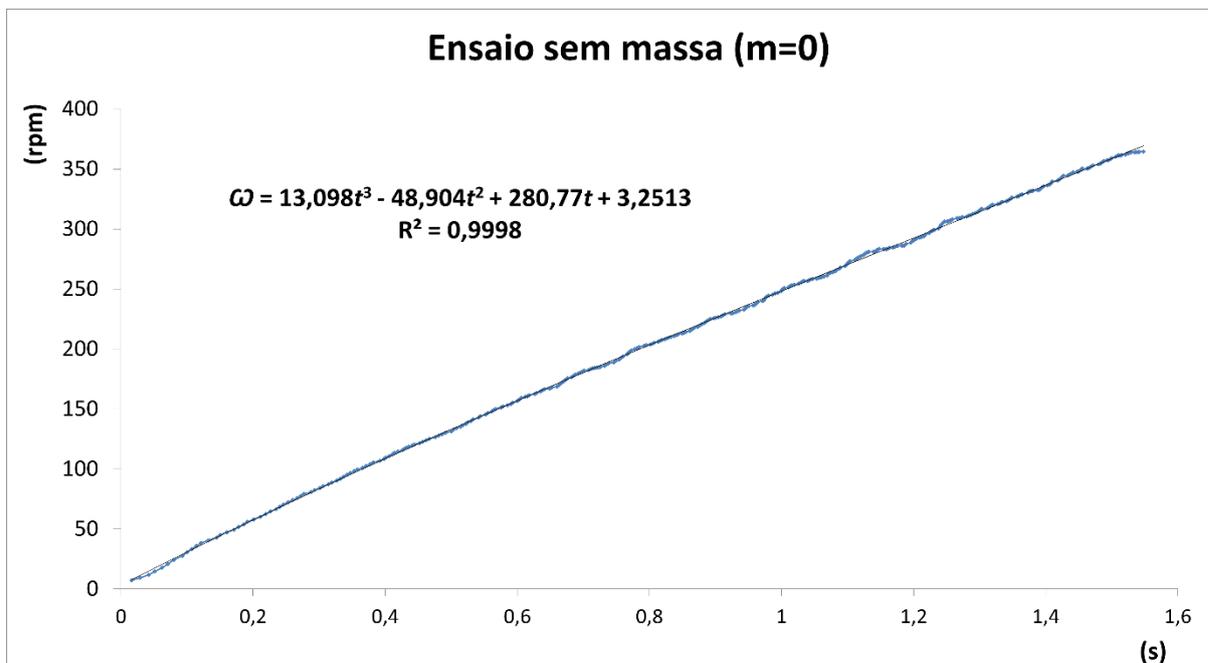
Nessa seção, apresentam-se e discutem-se os resultados dos ensaios experimentais, iniciando pelas curvas de velocidade e posteriormente a definição da carga total do equipamento a partir da variação de massa sobre o dinamômetro.

4.1 CURVAS DE VELOCIDADE

É importante salientar que a análise desconsidera os instantes iniciais (logo após o objeto ser solto) e finais (logo antes de tocar o solo) da medição, pois são instantes de tempo nos quais podem ocorrer variações na medição devido a possíveis folgas no conjunto mecânico. Os dados de variação da velocidade versus tempo foram exportados para um *software* no qual é possível estabelecer gráficos e equações necessárias para quantificar a carga inercial total atuante no sistema.

No primeiro ensaio, posicionou-se somente a cadeira de rodas sobre o equipamento. Tracionou-se o fio com o elemento de massa de 2,5 kg e foram coletados os dados de velocidade no tempo. O resultado de velocidade versus tempo é mostrado na Figura 14.

Figura 14 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia sem elemento de massa sobre a cadeira.

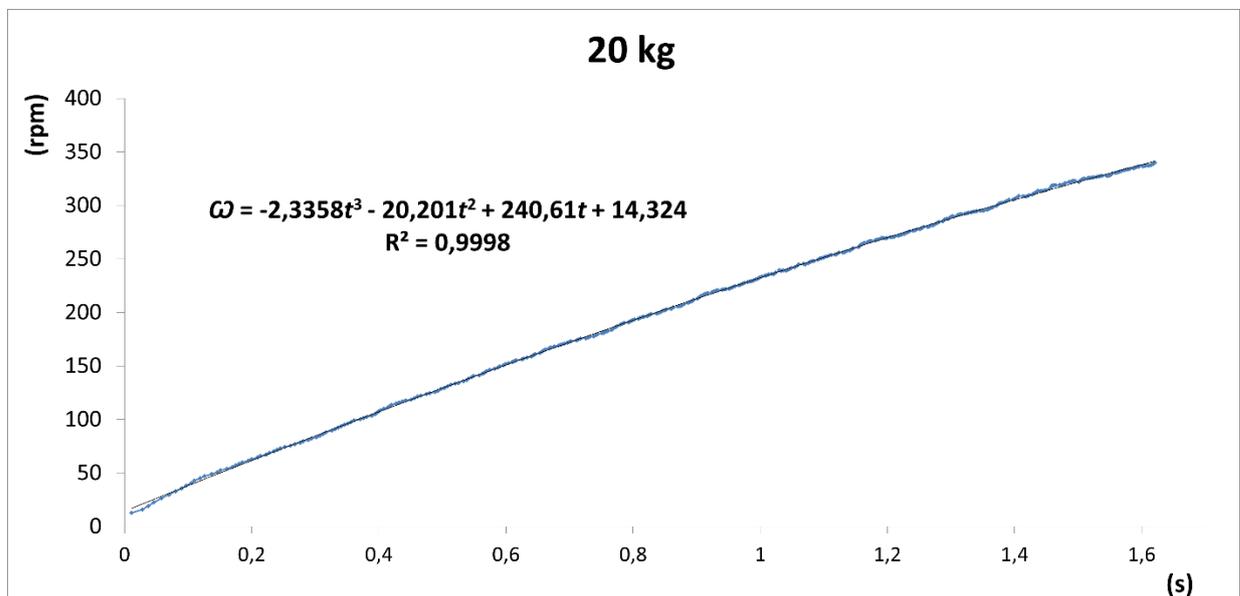


Fonte: Autores (2021).

A taxa de aquisição de dados é equivalente à 360 pontos por rotação. O polinômio de terceira ordem constante no gráfico é definido a partir de uma função que parte dos pontos de medição coletados para traçar uma linha de tendência desses pontos e definir a equação que representa a variação de velocidade no tempo durante o ensaio. O coeficiente de determinação (R^2) é uma medida estatística do quão próximos os dados estão da linha de regressão ajustada. O valor próximo à 1 demonstra a boa qualidade da equação que descreve a curva.

Posteriormente, colocou-se dois elementos de massa, totalizando 20 kg sobre a cadeira de rodas. O resultado de velocidade versus tempo é mostrado na Figura 15.

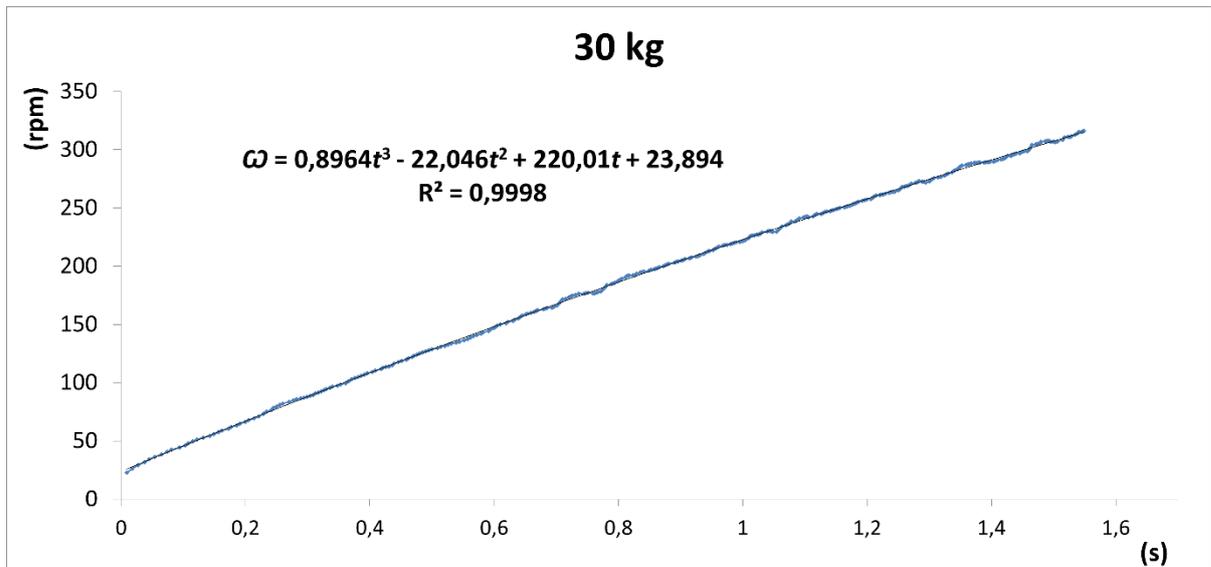
Figura 15 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 20 kg sobre a cadeira de rodas.



Fonte: Autores (2021).

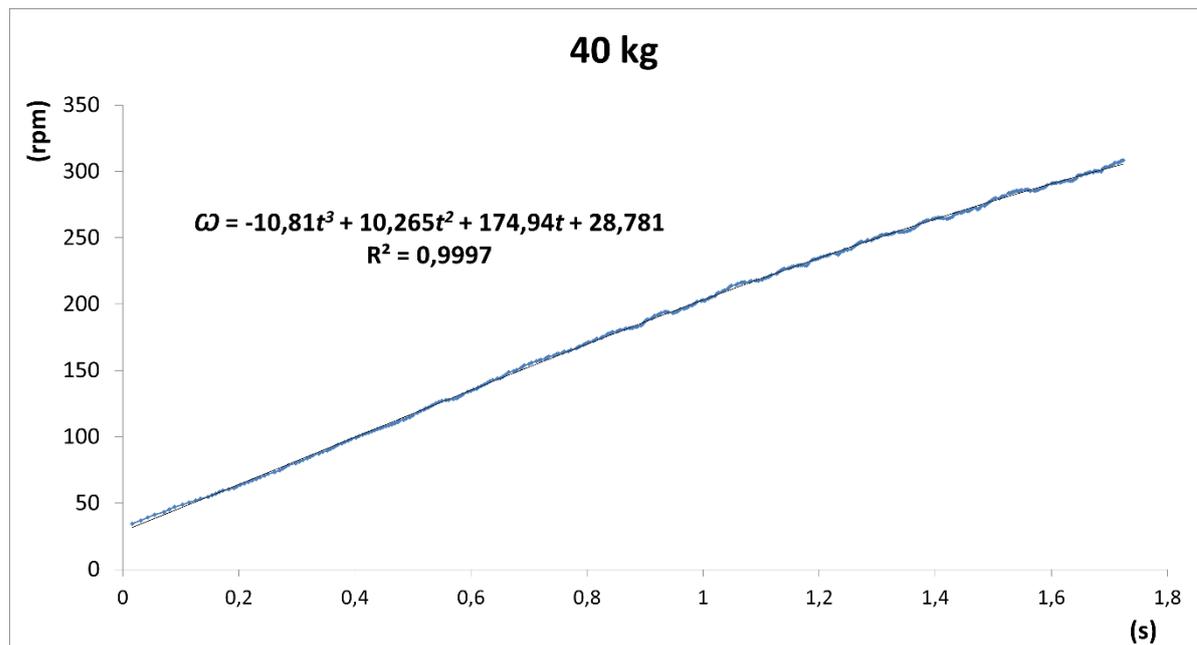
Nos próximos passos, foram colocados sucessivamente as massas de 30, 40, 50, 60 e 70 kg, e os resultados das curvas de velocidade são apresentados, respectivamente, nas Figuras 16, 17, 18, 19 e 20:

Figura 16 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 30 kg sobre a cadeira de rodas.



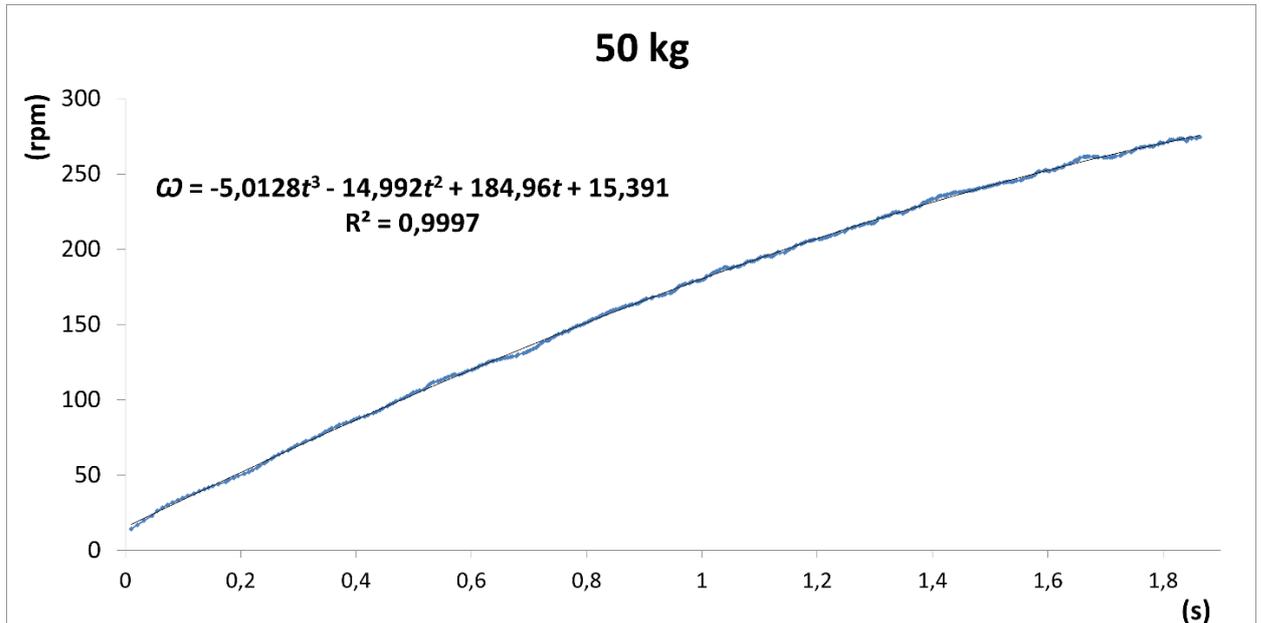
Fonte: Autores (2021).

Figura 17 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 40 kg sobre a cadeira de rodas.



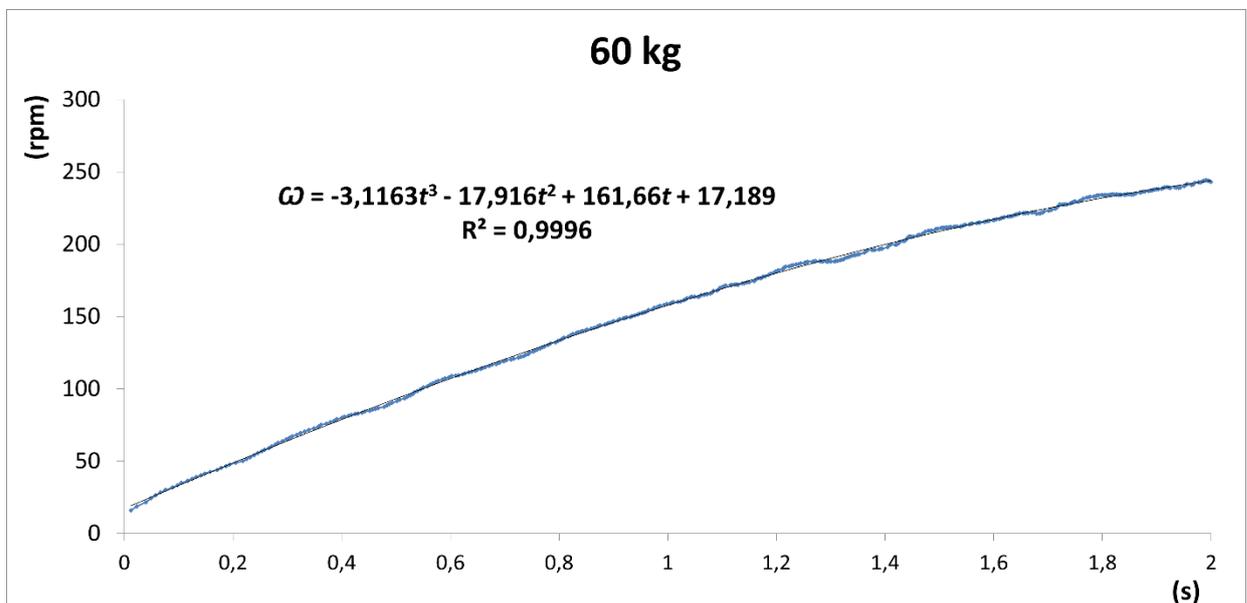
Fonte: Autores (2021).

Figura 18 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 50 kg sobre a cadeira de rodas.



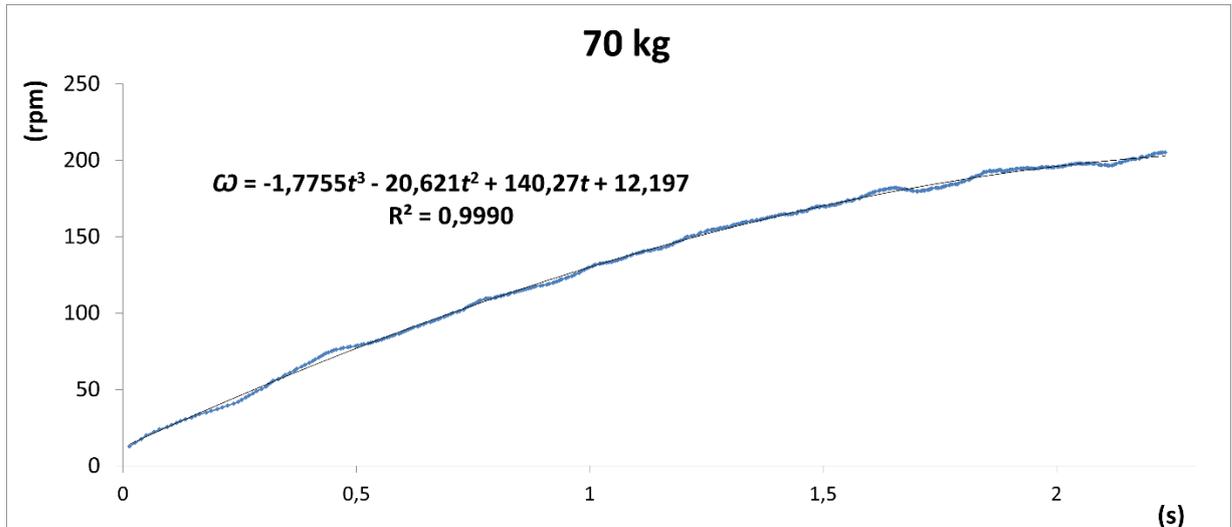
Fonte: Autores (2021).

Figura 19 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 60 kg sobre a cadeira de rodas.



Fonte: Autores (2021).

Figura 20 – Velocidade versus tempo do cilindro de inércia com 70 kg sobre a cadeira de rodas.



Fonte: Autores (2021).

Observa-se que com o aumento da carga, a velocidade final decai. Isso se dá devido ao aumento das forças resistivas provenientes dos atritos de rolagem e a energia de tração é constante provinda da massa suspensa de 2,5 kg. Na Tabela 3, são mostradas as equações de velocidade versus tempo para cada ensaio:

Tabela 3 – Equações de velocidade versus tempo para cada ensaio.

Massa sobre a cadeira de rodas (kg)	ω (rpm)	
0 kg	$13,098t^3 - 48,904t^2 + 280,77t + 3,2513$	(8)
20 kg	$-2,3358t^3 - 20,201t^2 + 240,61t + 14,324$	(9)
30 kg	$0,8964t^3 - 22,046t^2 + 220,01t + 23,894$	(10)
40 kg	$-10,81t^3 + 10,265t^2 + 174,94t + 28,781$	(11)
50 kg	$-5,0128t^3 - 14,992t^2 + 184,96t + 15,391$	(12)
60 kg	$-3,1163t^3 - 17,916t^2 + 161,66t + 17,189$	(13)
70 kg	$-1,7755t^3 - 20,621t^2 + 140,27t + 12,197$	(14)

Fonte: Autores (2020).

4.2 DEFINIÇÃO DA CARGA TOTAL DO SISTEMA

Nesta seção, faz-se uso da Equação 7 para definir a carga resistiva total atuante no sistema e que se opõem ao gesto motor do cadeirante. Os parâmetros utilizados são: b

equivalente à 0,085 m, m equivalente à 2,5 kg e g a aceleração gravitacional na Terra, equivalente à 9,807 m/s². O valor da velocidade angular final e inicial na Equação 7, é obtido das equações referentes à cada ensaio. Os valores de t_f e t_i devem ser idênticos para todos os casos. Define-se t_f e t_i equivalentes à 1,5 s e 0,5 s respectivamente.

Inicialmente, analisa-se o ensaio sem elementos de massa sobre a cadeira de rodas. Substituindo na Equação 8 os valores de t_f e t_i equivalentes à 1,5 s e 0,5 s, obtém-se:

$$\begin{aligned}\omega_{e,i,0kg} &= 13,098 (0,5)^3 - 48,904 (0,5)^2 + 280,77 (0,5) + 3,2513 \\ &= 133,05 \text{ rpm}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\omega_{e,f,0kg} &= 13,098 (1,5)^3 - 48,904 (1,5)^2 + 280,77 (1,5) + 3,2513 \\ &= 358,58 \text{ rpm}\end{aligned}$$

Agora, substituindo esses valores na Equação 7, obtém-se o valor da carga total do sistema (proveniente de forças inerciais e de atrito), quando se tem somente a cadeira de rodas sobre o dinamômetro:

$$\begin{aligned}C_{t0 \text{ kg}} &= \frac{(1,5 - 0,5) \text{ s} \left(0,085 \text{ m}\right) (2,500 \text{ kg}) \left(9,807 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right)}{(358,578 - 133,05) \frac{(2)(\pi)}{60} \text{ s}^{-1}} \\ &= 0,0882 \text{ kg m}^2\end{aligned}$$

Na Tabela 4, apresentam-se os resultados para todos os ensaios, realizando o mesmo procedimento anterior:

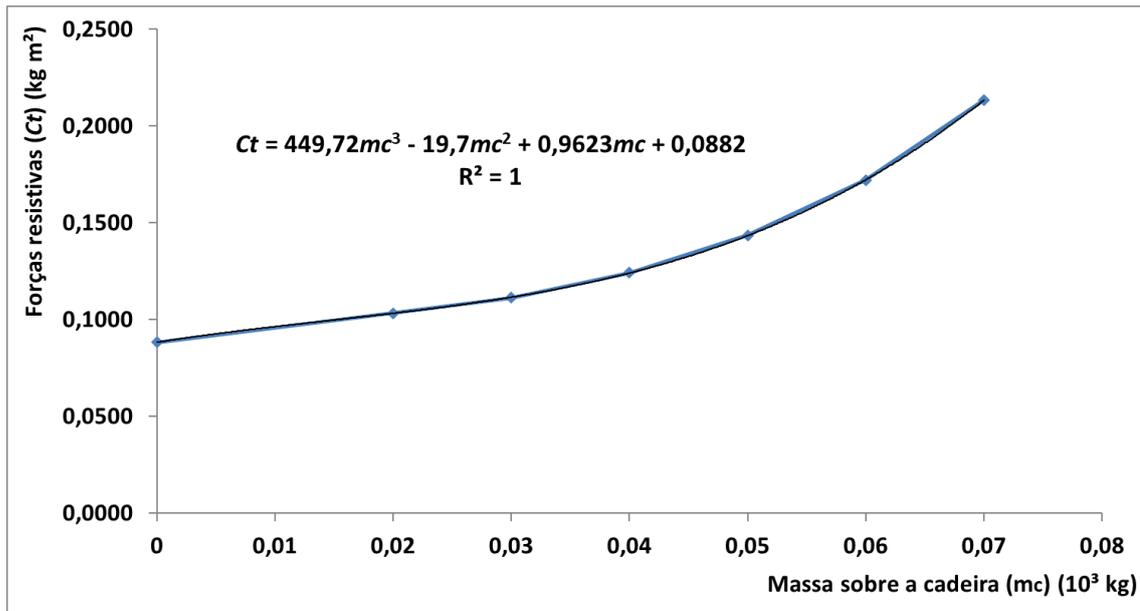
Tabela 4 – Carga total do sistema (forças inerciais e de atrito) (C_t).

Massa sobre a cadeira de rodas (kg)	$\omega_{e,f}(\text{rpm})$	$\omega_{e,i}(\text{rpm})$	$C_t(\text{kg m}^2)$
0 kg	358,578	133,048	0,0882
20 kg	321,903	129,287	0,1033
30 kg	307,331	128,499	0,1113
40 kg	277,803	117,466	0,1241
50 kg	242,181	103,496	0,1435
60 kg	208,850	93,150	0,1720
70 kg	170,212	76,954	0,2134

Fonte: Autores (2020).

Posteriormente, fez-se um gráfico para analisar o comportamento da carga total do sistema (forças inerciais e de atrito) de acordo com a variação de massa sobre a cadeira de rodas posicionada no dinamômetro. O resultado é mostrado na Figura 21:

Figura 21 – Comportamento da carga total do sistema (forças inerciais e de atrito) de acordo com a variação de massa sobre a cadeira de rodas.



Fonte: Autores (2021).

A partir dos 7 pontos inseridos no gráfico traçou-se uma linha de tendência que resultou em uma equação polinomial de terceira ordem (Equação 15) conforme esperado, visto que a aceleração é de segunda ordem e está acoplada com as forças de atrito que variam linearmente com a carga. O coeficiente de determinação igual à 1 demonstra a boa qualidade da equação que descreve a curva. O parâmetro de entrada dessa equação é a massa sobre a cadeira (m_c) e com isso pode-se obter um valor de carga para qualquer valor de massa sobre a cadeira de rodas:

$$C_t = 449,72 (m_c)^3 - 19,7(m_c)^2 + 0,9623(m_c) + 0,0882 \quad (15)$$

Observa-se que com o aumento da massa total sobre o dinamômetro, há o aumento da carga resistiva total. A inércia do cilindro calculada foi de 0,0523 kg.m², contudo, conforme observado em Rech, et al., (2018), as forças resistivas de atrito aumentam linearmente com a massa total sobre o equipamento e devem ser levadas em consideração. A Equação 15 descreve a variação da carga total do sistema de acordo com a variação de massa sobre o dinamômetro. É possível utilizar a Equação 15 para encontrar um dos parâmetros necessários para determinar a potência dissipada no dinamômetro - a carga total do sistema - tendo-se como variável de entrada a massa do cadeirante.

5 CONCLUSÃO

Levando-se em conta os inúmeros desafios enfrentados pelos indivíduos cadeirantes, o dinamômetro inercial visa ser um equipamento simples e de baixo custo para propiciar melhorias na qualidade de vida dessas pessoas. A contribuição se dá tanto na área da saúde para avaliação do condicionamento físico, como também ao treinamento e condicionamento de paratletas profissionais e amadores, visto que o esporte é tido como um meio de melhoria social significativo.

No presente trabalho, partindo-se da análise dos constituintes mecânicos do dinamômetro e o desenho esquemático no *software* Creo Parametric, obteve-se que a inércia do cilindro equivale à $0,052 \text{ kg.m}^2$. A partir da instrumentação adequada do equipamento, comprovou-se que as forças resistivas que se opõe ao gesto motor do cadeirante são constituídas por forças resistivas inerciais e de atritos de rolagem. A massa do cadeirante influencia na potência dissipada por ele durante os testes devido ao aumento da carga total do sistema em virtude das forças de atrito. Por meio de um experimento, estabeleceu-se uma equação que rege o comportamento da carga total do sistema (inercial e de atrito) a partir da variação de massa sobre a cadeira de rodas posicionada no dinamômetro. Essa equação deve ser utilizada em trabalhos futuros como um dos parâmetros para determinar a potência dissipada pelo cadeirante.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Em trabalhos futuros, utilizar a Equação 15 de calibração obtido a partir do experimento prático desse trabalho e desenvolver uma programação em *software* de plataforma livre, para determinar a potência imposta pelo cadeirante no dinamômetro. Aplicar o dinamômetro em testes reais com cadeirantes e buscar dessa forma melhorias no equipamento (mecânicas, eletrônicas e ergométricas).

REFERÊNCIAS

- ABREU, Taís; FRIEDMAN, Rogério; FAYH, Ana Paula Trussardi. Aspectos fisiopatológicos e avaliação do estado nutricional de indivíduos com deficiências físicas. **Clinical & Biomedical Research**, Porto Alegre, v.31, n.3, p. 345 - 352, 2011. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/10183/157948>>. Acesso em: 23 mar. 2020.
- BONINGER, Michael L.; SOUZA, Aaron L.; COOPER, Rory A.; FITZGERALD, Shirley G.; KOONTZ, Alicia M.; FAY, Brian T. Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion. **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, [s.l], v.83, n.3, p. 718-723, 2002. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez47.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0003999302581958?via%3Dihub>>. Acesso em: 03 abr. 2020.
- BUDYNAS, Richard G.; NISBETT, J. Keith. **Elementos de Máquinas de Shigley: projeto de Engenharia Mecânica**. 10 ed. Porto Alegre. AMGH, 2016. cap. 13, p. 661.
- BRITANNICA ACADEMIC. **Gaspard de Prony**. 2009. Disponível em: <<https://academic-eb-britannica.ez47.periodicos.capes.gov.br/levels/collegiate/article/Gaspard-de-Prony/473118/history>>. Acesso em: 07 abr. 2020.
- BROADCOM. **Incremental Encoders**. 2021. Disponível em: <<https://www.broadcom.com/products/motion-control-encoders/incremental-encoders>>. Acesso em: 13 abr. 2020.
- CARDOSO, Vinícius Denardim. A Reabilitação de pessoas com deficiência através do desporto adaptado. **Revista Brasileira de Ciências e Esporte**, Florianópolis, v. 33, n. 2, p. 529-539. 2011. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbce/v33n2/17.pdf>>. Acesso em: 26 mar. 2020.
- CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE ATLETISMO. **Anexo II das Normas para Participação de Atletas com Deficiência em Corridas de Rua**, 2020. Disponível em: <http://www.cbat.org.br/repositorio/cbat/documentos_oficiais/normas_oficiais>. Acessado em: 25 abr. 2020.
- DE GROOT, S. et al. Effect of Wheelchair Stroke Pattern on Mechanical Efficiency. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, [s.l], v. 83, n. 8, p. 640 - 649, 2004. Disponível em: <<https://ovidsp.dc2ovid.ez47.periodicos.capes.gov.br>>. Acesso em: 03 abr. 2020.
- FROUDE INC. **The hydraulic dynamometer is invented**. 2020. Disponível em: <<https://froudedyno.com/about-us/history>>. Acessado em: 07 abr. 2020.
- IBGE EDUCA. **Pessoas com Deficiência**. 2010. Disponível em: <<https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/20551-pessoas-com-deficiencia.html>>. Acesso em: 25 mar. 2020.
- KILLEDAR, Jyotindra S. **Dynamometer: theory and application to engine testing**. Xlibris Corporation, 2012. cap. 1, p. 7 - 8.

KWARCIAK, Andrew M. et al. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, [s.l], v. 90, n. 1, p. 20-26, 2009. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez47.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0003999308015463?via%3Dihub>>. Acesso em: 03 mar. 2020.

LIMA, Sâmara Sathler Corrêa; DE CARVALHO FREITAS, Maria Nivalda; DOS SANTOS, Larissa Medeiros Marinho. Repercussões psicossociais da acessibilidade urbana para as pessoas com deficiência física. **Psico**, São João del-Rei, v. 44, n. 3, p. 362-371, 2013. Disponível em: <<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5631427>>. Acesso em: 26 mar. 2020.

MARTINS, Jorge. **Motores de combustão interna**. 2 ed. Porto – Portugal. Publindústria, 2006. cap. 11, p. 406 – 410.

MATWEB. **Material Property Data**. 2020. Disponível em: <<http://www.matweb.com/>>. Acesso em: 24 jun. 2020.

MCVEIGH, Sonja A.; HITZIG, Sander L.; CRAVEN, B. Cathy. 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**, [s.l], v. 32, n. 2, p. 115-124, 2009. Disponível em: <<https://www.ncbi-nlm-nih-gov.ez47.periodicos.capes.gov.br/pmc/articles/PMC2678282/>>. Acesso em: 23 mar. 2020.

MENEGHELO, Romeu S. et al. III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, São Paulo, v. 95, n. 5, p. 1-26, 2010. Disponível em: <https://www.scielo.br/scielo.php?frbrVersion=5&script=sci_arttext&pid=S0066-782X2010002400001&lng=en&tlng=en>. Acesso em: 24 mar. 2020.

NOCE, Franco; SIMIM, Mário Antônio de Moura; MELLO, Marco Túlio de. 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, v. 15, n. 3, p. 174-178, 2009. Disponível em: <https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922009000300002>. Acesso em: 27 mar. 2020.

PTC. **Creo Parametric**. 2021. Disponível em: <<https://www.ptc.com/en/products/creo/parametric>>. Acesso em: 16 mar. 2021.

RECH, C. ; BALAFA, P. N. ; OLIVEIRA, C. R. . Esteira Ergométrica Para Cadeirantes. In: **6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI 2018)**, 2018, Águas de Lindóia. 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI 2018), 2018.

ROBERTSON, Rick N. et al. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, [s.l], v. 77, n. 9, p. 856-864, 1996. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003999396902701#!>>. Acesso em: 02 abr. 2020.

TORRES, Vanthauze Marques Freire; VIEIRA, Sandra Conceição Maria. Qualidade de vida em adolescentes com deficiência. **Revista CEFAC**, São Paulo, v. 16, n. 6, p. 1953-1961, 2014. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-18462014000601953&lng=en&nrm=iso>. Acesso em: 23 mar. 2020.

THOMSEN, Volker. Precision and the terminology of measurement. **The physics teacher**, [s.l.], v. 35, n. 1, p. 15-17, 1997. Disponível em: <<https://aapt.scitation.org/doi/pdf/10.1119/1.2344579>>. Acesso em: 08 abr. 2020.

VIEIRA, Sérgio Augusto Albino et al. **ERGO1: novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e paratletas**. 2012. 146 p. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Uberlândia, 2012.

WHOQOL GROUP. The World Health Organization quality of life assessment (WHOQOL): position paper from the World Health Organization. **Social science & medicine**, Genebra, v. 41, n. 10, p. 1403-1409, 1995. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez47.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/027795369500112K?via%3Dihub>>. Acesso em: 30 mar. 2020.

WORLD PARA ATHLETICS RANKINGS. **Para Athletics Rankings**. 2020. Disponível em: <<https://www.paralympic.org/athletics/rankings>>. Acesso em: 03 mai. 2020.

ZUCHETTO, Ângela Teresinha. As contribuições das atividades físicas para a qualidade de vida dos deficientes físicos. **Kinesis**, Santa Maria, n. 26, 2002. Disponível em: <<https://periodicos.ufsm.br/kinesis/article/view/8010/4793>>. Acesso em: 27 mar. 2020.