

MOISÉS DE MATOS TORRES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA
PARA TESTES ERGOMÉTRICOS EM PESSOAS COM
DEFICIÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2015

MOISÉS DE MATOS TORRES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA PARA TESTES
ERGOMÉTRICOS EM PESSOAS COM DEFICIÊNCIA DE MEMBROS
INFERIORES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientadora: Prof.^a Dra. Sonia A. G. Oliveira

Uberlândia – MG

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

T693d
2015 Torres, Moisés de Matos, 1986-
Desenvolvimento de uma metodologia para testes ergométricos em
pessoas com deficiência de membros inferiores / Moisés de Matos
Torres. - 2015.
98 f. : il.

Orientadora: Sonia Aparecida Goulart de Oliveira.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Biomecânica - Teses.
3. Deficientes - Teses. 4. Teste de esforço - Teses. I. Oliveira, Sonia
Aparecida Goulart de, 1959-. II. Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

AGRADECIMENTO

Primeiramente a Deus por tudo.

Aos meus pais Donizete e Vanilda, que sempre me apoiaram e estiveram presentes, mesmo a distância, nessa jornada. Sei e reconheço todos os esforços que eles fizeram para que este momento fosse possível.

A minha noiva, Adriana, que mesmo a distância sempre me incentivou e me deu amor, pelas longas conversas na tentativa de preencher os períodos afastados, pela compreensão nos momentos de estresse e preocupação que transmiti durante a realização deste trabalho,

A minhas irmãs, Isabel e Marciane, que sempre me motivaram nos momentos exaustivos deste processo, e mesmo com as brigas sempre pude contar com elas.

A minha orientadora Prof. Dra. Sonia por todo o apoio e pela orientação que foi dada para a realização deste trabalho e por todos os ensinamentos que adquiri durante estes anos em que estive envolvido na sala FEMEC-CIMNE.

Ao Prof. Dr. Cleudmar, que sempre esteve disponível e interessado em ajudar.

Aos colegas do LPM-UFU, pela ajuda.

Aos colegas da sala FEMEC-CIMNE, que sempre me apoiaram nessa jornada.

A CAPEs pelo apoio financeiro durante o projeto.

A Universidade Federal de Uberlândia e ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, que me proporcionaram este grande curso.

E a todos aqueles que de alguma forma foram importantes para a conclusão deste trabalho.

TORRES, M. M. **Desenvolvimento de uma metodologia para testes ergométricos em pessoas com deficiência de membros inferiores**. 2015. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

Pessoas com deficiência nos últimos tempos apresentaram uma grande reinserção na vida social, essa conquista aliada a novos tratamentos médicos, medicamentos e a prática de esportes proporcionaram um aumento na expectativa de vida. A prática de esportes como grande contribuinte, requer uma atenção especial, pois deve ser realizada a partir de avaliações prévias para tornar apta ou não a sua realização. O coração é o principal órgão afetado, sendo assim, a avaliação cardiovascular é o principal meio para diagnosticar doenças relacionadas este. O teste ergométrico é o exame mais utilizado para diagnosticar alguma anomalia, mas, no entanto, a sua realização em pessoas com deficiência ainda utiliza adaptações em protocolos e ergômetros desenvolvidos para pessoas sem deficiência. Sendo assim, foi proposto o desenvolvimento de uma metodologia própria para essas pessoas. Baseado no gasto energético (MET) e em um ergômetro específico de cadeira de rodas foi gerado um protocolo personalizado levando em conta os parâmetros fisiológicos de cada indivíduo. Tal ação foi direcionada para a eliminação de adaptações e minimização de resultados, às vezes, não pertinentes ao verdadeiro quadro clínico do paciente. Para a geração de tal protocolo foi criado um aplicativo com um algoritmo escrito na linguagem de programação *Matlab*®. O aplicativo realiza a escolha mais pertinente do trabalho a ser superado por cada indivíduo durante o teste. O trabalho mostrou ainda, a direção a ser tomada para o aperfeiçoamento de ergômetros de cadeiras de rodas, além de uma metodologia que pode ser adotada para o desenvolvimento de protocolos para outros tipos de ergômetros. Em suma, o protocolo/metodologia proposto aliado a ergômetros adequados para pessoas portadoras de deficiência, permitirá a realização de teste mais adequados para portadores de deficiência de membros inferiores.

Palavras-chave: Biomecânica, Membros Inferiores, Pessoas com Deficiência, Protocolo Personalizado, Teste Ergométrico.

TORRES, M. M. **Development of a methodology for exercise testing in people with lower limb disabilities**. 2015. MSc. Dissertation, Universidad Federal de Uberlândia, Uberlândia.

ABSTRACT

People with physical disabilities recently had a great reintegration into society, this achievement together with new medical treatments, medicines and sports provided an increase in life expectancy. The sports practice as large contributor, requires special attention because it must be performed from prior evaluations to make suitable or not their realization. The heart is the main affected organ, therefore, cardiovascular evaluation is the prior way to diagnose diseases related to this. The ergometric test is the analysis most commonly used to diagnose an anomaly, however its performance in people with disabilities still uses adaptation in protocols and ergometers developed for people without disabilities. Therefore, it was proposed to develop a methodology for these people. Based on energy expenditure (MET) and in a specific ergometer for wheelchair, in consideration of based on each individual's physiological parameters. Such action was direct to the elimination of adjustments and minimization of results, sometimes not relevant to the real patient's condition. For the generation of such a protocol was created an app with a written algorithm in *Matlab*® program language. The app performs the most appropriate choice of the work to be overcome by each person during testing. Moreover, this paper also showed the direction to be taken for the improvement of ergometers of wheelchairs, in addition to a methodology that can be adopted for the development of protocols for other types of ergometers. In summary, the protocol/methodology proposed together with ergometers suitable for people with disabilities, will allow to perform more proper test for people with lower limb disabilities

Keywords: Biomechanics, Lower Limb, people with disabilities, Customised Protocol ergometric test.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1:	Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e valvas cardíacas. (GHYTON E HALL, 2006).7
Figura 2.2:	Ciclo Cardíaco. (Adaptado de PACHECO, 2007).8
Figura 2.3:	Eventos do ciclo cardíaco que ocorrem no ventrículo esquerdo. (GHYTON E HALL, 2006).9
Figura 2.4:	A frequência cardíaca máxima prevista relacionada à idade. (Adaptado de ELLESTAD, 2003).11
Figura 2.5:	Relação entre o consumo de oxigênio e a frequência cardíaca. (Adaptado de ELLESTAD, 2003).12
Figura 3.1:	Esteira rolante (Site www.movement.com.br).18
Figura 3.2:	Cicloergômetro(Site www.movement.com.br).19
Figura 3.3:	Ergômetro para cadeirantes. (NOVAIS, 2009).20
Figura 3.4:	Diagramas de cargas de trabalho para vários protocolos. (Adaptado de ELLESTAD, 2003).22
Figura 3.5:	Diagramas de cargas de trabalho para vários protocolos. (Adaptado de ELLESTAD, 2003).23
Figura 3.6:	Tipos de carga.24
Figura 3.7:	Referenciais utilizados na análise da eletrocardiografia de repouso e esforço (CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995).25
Figura 3.8:	Modificações eletrocardiográficas normais durante o exercício (CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995).27
Figura 3.9:	Modificações eletrocardiográficas anormais mais frequentes durante o exercício - A) resposta normal de segmento ST, com rápido retomo a linha de base; B) infradesnível ascendente de ST; C) infradesnível horizontal de ST; D) infradesnívelamento descendente de ST, aferido a partir do ponto J; E) supradesnívelamento de ST (CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995).28
Figura 4.1:	Representação lesão medular (Adaptado de MCKINLEY, 2013).31
Figura 4.2:	Representação da classificação das divisões da medula (Adaptado32

	de MCKINLEY, 2013).	
Figura 4.3:	Hipertrofia do músculo cardíaco. (Adaptado de ELLESTAD, 2003).34
Figura 4.4:	Modelo de adaptação de uma bicicleta ergométrica em ergômetro de braço proposto. (NOVAIS, 2009).35
Figura 6.1:	Fluxograma de funcionalidade do aplicativo.43
Figura 6.2:	Interface inicial do aplicativo.44
Figura 6.3:	Interface para informações pessoais.44
Figura 6.4:	Interface para informações dos parâmetros.45
Figura 6.5:	Relação entre o consumo de oxigênio e a potência para um ergômetro de cadeira de rodas. (GLASER et al., 1979).46
Figura 6.6:	Relação entre MET e a potência para um ergômetro de cadeira de rodas. (Adaptado GLASER et al., 1979).47
Figura 6.7:	Interface para escolha do modo de trabalho.51
Figura 6.8:	Relação entre consumo de oxigênio e potência para protocolo contínuo e descontínuo. (Adaptado de WHITING et al., 1984)51
Figura 6.9:	Relação entre batimento cardíaco e potência para protocolo contínuo e descontínuo. (Adaptado de WHITING et al., 1984)52
Figura 6.10:	Interface com gráfico para o protocolo personalizado contínuo.53
Figura 6.11:	Interface com gráfico para o protocolo personalizado descontínuo.53
Figura 6.12:	Interface com batimentos para o protocolo personalizado contínuo.54
Figura 6.13:	Interface com batimentos para o protocolo personalizado descontínuo.54
Figura 7.1:	Interface para com protocolo gerado pelo aplicativo.60
Figura 7.2:	Calibração estática do torquímetro.61
Figura 7.3:	Representação esquemática para calibração estática do torquímetro.61
Figura 7.4:	Curva de calibração estática do torquímetro.62
Figura 7.5:	Curva de calibração dinâmico nível 1.63
Figura 7.6:	Curva de calibração dinâmico nível 2.63
Figura 7.7:	Curva de calibração dinâmico nível 3.64
Figura 7.8:	Curva de calibração dinâmico nível 4.64
Figura 7.9:	Curva de calibração dinâmico nível 5.65
Figura 7.10:	Curva de calibração dinâmico nível 6.65
Figura 7.11:	Curva de calibração dinâmico nível 7.66
Figura 7.12:	Curva de calibração dinâmico nível 8.66
Figura 7.13:	Curva de calibração dinâmica para todos os níveis.67

LISTA DE TABELAS

Tabela 6.1:	Relação potência e MET.47
Tabela 6.2:	Divisão de grupo de pessoas portadora de deficiência devido à lesão medular. (COLLINS et al., 2010).49
Tabela 7.1:	Dados para simulação da geração do protocolo.56
Tabela 7.2:	MET relacionado com a potência.58
Tabela 7.3:	Protocolo personalizado para os parâmetros da Tab. 7.1.59
Tabela 7.4:	Potências para rotação de 30 RPM disponíveis.67
Tabela 7.5:	Rotações e níveis de resistência ao qual o ERGO1 deve ser submetido para a realização de um teste adaptado.68

LISTA DE SÍMBOLOS

BATIMENTO_{MAX}	Batimento máximo de referência de acordo com o condicionamento físico do cliente.
C1	Primeira vértebra cervical.
C2	Segunda vértebra cervical.
C3	Terceira vértebra cervical.
C4	Quarta vértebra cervical.
C5	Quinta vértebra cervical.
C6	Sexta vértebra cervical.
C7	Sétima vértebra cervical.
C8	Oitava vértebra cervical.
ECG	Eletrocardiograma.
F1	Cargas controladas.
F2	Peso da barra.
F_r	Torque de resistência (N.m)
g	Aceleração da gravidade.
HDL	Lipoproteínas de Alta Densidade.
L	Comprimento da barra.
L1	Primeira vértebra lombar.
L2	Segunda vértebra lombar.
L3	Terceira vértebra lombar.
L4	Quarta vértebra lombar.
L5	Quinta vértebra lombar.
MET	Equivalente metabólico (<i>Metabolic equivalent of task</i>).
MET_{AQUEC}	Equivalente metabólico de referência para aquecimento antes da realização do teste.
MET_{CARD}	Equivalente metabólico de referência para cardiopatia pré-diagnosticada no cliente.
MET_{COND.}	Equivalente metabólico de referência para o condicionamento físico do cliente.

MET_E	Equivalente metabólico de referência para um determinado estágio do protocolo.
MET_I	Equivalente metabólico de referência para a idade do cliente.
MET_L	Equivalente metabólico de referência para a altura da lesão do cliente.
MET_R	Equivalente metabólico de referência.
POTÊNCIA	Potência que o cliente deve ser submetido.
$POTÊNCIA_{ESTÁG.X}$	Potência que o cliente deve ser submetido em um determinado estágio do protocolo.
$S1$	Primeira vértebra sacral.
$S2$	Segunda vértebra sacral.
$S3$	Terceira vértebra sacral.
$S4$	Quarta vértebra sacral.
$S5$	Quinta vértebra sacral.
T	Torque.
$T1$	Primeira vértebra torácica.
$T2$	Segunda vértebra torácica.
$T3$	Terceira vértebra torácica.
$T4$	Quarta vértebra torácica.
$T5$	Quinta vértebra torácica.
$T6$	Sexta vértebra torácica.
$T7$	Sétima vértebra torácica.
$T8$	Oitava vértebra torácica.
$T9$	Nona vértebra torácica.
$T10$	Décima vértebra torácica.
$T11$	Décima primeira vértebra torácica.
V	Tensão elétrica.
VSAQ	Questionário específico de atividades de veteranos de guerra. (<i>Veterans Specific Activity Questionnaire</i>).
X	Número de estágios
W	Potência
ω	Velocidade (RPM)
*	Multiplicação

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	1
Introdução.....	1
CAPÍTULO II	5
História do Teste Ergométrico.....	5
2.1 Fisiologia do Coração.....	6
2.2 Ciclo Cardíaco.....	6
2.2.1 Sístole e Diástole.....	7
2.2.2 Eletrocardiograma e Ciclo Cardíaco.....	8
2.3 Resposta Pulmonar e Cardiovascular para o Exercício.....	10
2.3.1 Efeito de Massa Muscular.....	10
2.3.2 Frequência Cardíaca.....	11
2.3.3 Efeito da Idade.....	12
2.3.4 Efeito do sexo.....	13
2.4 Métodos de Treinamento.....	13
2.4.1 Frequência	13
2.4.2 Intensidade.....	13
2.4.3 Duração.....	14
2.4.4 Modo.....	14
CAPÍTULO III	15
Avaliação Cardíaca.....	15
3.1 Indicação e Contra-Indicações.....	16
3.2 Ergômetros.....	18
3.3 Protocolos.....	20
3.4 Respostas Eletrocardiográficas.....	24
3.4.1 Respostas Normais.....	26
3.4.2 Respostas Anormais.....	27
CAPÍTULO IV	31
Deficiência de Membros Inferiores.....	31
4.1 Exercício e Lesão Medular.....	33
4.2 Teste Ergométrico em Portadores de Deficiência de Membros Inferiores...	34

4.2.1 Protocolo para o Teste Ergométrico.....	36
CAPÍTULO V	37
Equivalente Metabólico e o Protocolo Ergométrico.....	37
CAPÍTULO VI	40
Metodologia.....	40
6.1 Escolha do Tipo de Protocolo.....	41
6.2 Escolha do Número de Estágios.....	42
6.3 Aplicativo Desenvolvido.....	42
CAPÍTULO VII	56
Resultados e Discussões.....	56
7.1 Validação do Aplicativo.....	56
7.2 Calibração do Ergômetro.....	60
CAPÍTULO VIII	70
Conclusões e Sugestões para Trabalho Futuro.....	70
CAPÍTULO IX	72
Referências Bibliográficas.....	72
ANEXO 1	78
<i>Veterans Specific Activity Questionnaire</i>	78
ANEXO 2	79
Nomograma para Predizer a Capacidade Física.....	79
ANEXO 3	80
Tabela de Gasto Energético para Diferentes Lesões e Atividades.....	80
APÊNDICE 1	86
Relatório Protocolo Personalizado.....	86

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Pessoas com deficiência, no Brasil e em outros países, estão cada vez mais dentro de uma realidade, que era exercida apenas por pessoas sem deficiência, ou seja, houve uma reinserção na vida social muito grande.

A prática de esportes é uma parte incontestável deste avanço. Consequentemente, a necessidade da realização de exames para avaliação da capacidade e/ou potencial do atleta para exercer uma atividade física é primordial. Sendo assim, a avaliação cardiovascular é uma das principais medidas a serem tomadas.

A avaliação cardiovascular é o principal meio para diagnosticar doenças relacionadas ao coração. A realização destes procedimentos pode evitar que pessoas de alto risco venham apresentar problemas decorrentes de algum esforço físico. A realização de forma pertinente de tal exame é fundamental para uma boa avaliação cardíaca.

Uma das formas para a realização da avaliação cardíaca é através do eletrocardiograma de esforço. Este exame avalia parâmetros cardiovasculares durante aplicação de exercício físico com a utilização de ergômetros. Este exame, conhecido como teste ergométrico, é considerado um dos principais métodos de avaliação e diagnóstico da função cardíaca, principalmente por se tratar de um procedimento relativamente simples, seguro, bastante confiável e de baixo custo (HESPANHA, 2004). A avaliação cardíaca que utiliza ergômetro é classificada como um teste não invasivo de esforço.

Segundo Jama (1981) as indicações para a realização de um teste ergométrico em pacientes com suspeita ou com doença cardíaca conhecida envolvem, basicamente, a determinação do diagnóstico e prognóstico, além de avaliar o estado funcional do sistema cardiovascular e procedimentos terapêuticos clínicos e/ou cirúrgicos.

O teste ergométrico pode ser executado em diferentes tipos de ergômetros, sendo assim, são utilizados protocolos que determinam quais os parâmetros devem ser alterados, e em quais proporções para cada ergômetro específico.

A escolha do protocolo de exame pode influenciar no resultado do teste ergométrico, e interferir na interrupção do exame e na quantidade de trabalho realizado, e alterar, assim, os parâmetros avaliados.

Alguns dos ergômetros existentes são: ergômetros de esteira, cicloergômetros, ergômetros elípticos, ergômetros de remo, ergômetros de escada ou banco, dentre outros. Naturalmente para cada ergômetro citado há um protocolo pertinente a ser usado, para a avaliação cardíaca.

A grande maioria dos testes ergométricos é feita, atualmente, em adaptações de ergômetros para membros inferiores como, por exemplo, os cicloergômetros que são ajustados para a realização de teste ergométrico de membros superiores.

Um protocolo específico para esta adequação deveria ser usado, todavia segundo a II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico (2002), são utilizados os mesmos protocolos de cicloergômetros para realização dos exercícios com as pernas, sendo que nestes casos incrementos de cargas são reduzidos à metade.

Alguns ergômetros têm sido desenvolvidos especificamente para atender pessoas/atletas pessoas com deficiência. Estes ergômetros remetem a uma realidade mais próxima da que é vivida por estas pessoas. O ergômetro para cadeirantes ERG-CR09 desenvolvido por Novais (2009) junto ao Laboratório de Projetos Mecânicos– FEMEC – UFU é um deles. Sendo assim, uma metodologia também deve ser desenvolvida para a sua utilização.

Além da reinserção na vida social muito grande por parte das pessoas com deficiência, segundo Hartung; Lally; Blancq (1992) a combinação de novos tratamentos médicos e medicamentos aumentaram a expectativa de vida útil dos pacientes após a lesão da medula espinhal e outras condições incapacitantes crônicas, que resultam na perda do uso das pernas. Os autores ainda afirmam que este aumento da longevidade contribuiu para que tais pessoas apresentem um risco maior de adquirir doenças arteriais coronarianas, hipertensão e doenças respiratórias. Todavia, além do envelhecimento, este aumento pode ser resultado de fatores como obesidade, inatividade física e práticas alimentares pobres. Consequentemente, o teste de esforço nesta população se torna cada vez mais indispensável.

Há uma extensa literatura sobre os métodos de teste aeróbico ou aptidão cardiovascular em pessoas não portadoras de necessidades especiais. Os méritos de diferentes modalidades de exercício, e os protocolos específicos foram testados e comparados em muitas populações (homens, mulheres, pacientes, atletas, etc.). No entanto, há pouca pesquisa publicada em testes de aptidão em pessoas com deficiência dos membros inferiores.

Atualmente vários estudos comparam a resposta cardiovascular para pessoas sem deficiência em diferentes ergômetros para diferentes protocolos. Porém, as avaliações que utilizam membros superiores apresentaram um índice de rejeição de resultados muito grande. Para que um teste ergométrico tenha validade, o protocolo utilizado especifica uma frequência cardíaca máxima que deve ser atingido durante o teste, no entanto, os testes utilizando membros superiores mostraram que ocorre uma fadiga muscular antes do estresse cardiovascular necessário (PARREIRAS, 2010).

Efetivamente, o exercício emergiu como um fator importante na redução do risco de doenças cardiovasculares e outras doenças crônicas em pessoas sem deficiência, mas há uma necessidade de uma avaliação de seus benefícios na manutenção da saúde das pessoas com deficiência. O esporte para cadeirantes e o treinamento físico têm se mostrado eficiente para aumentar a capacidade aeróbia de pessoas com deficiência (HOFFMAN, 1986), mas poucos estudos avaliaram a praticidade e confiabilidade de diferentes métodos de teste de exercício nesta população. Consequentemente, mais estudos são necessários para determinar uma metodologia segura e eficaz a ser usada em ergômetros desenvolvidos especificamente para portadores de necessidades especiais.

O objetivo do trabalho foi estudar os métodos e protocolos atuais utilizados para a avaliação cardiovascular, e gerar uma nova metodologia/protocolo para a realização do teste ergométricos usando ergômetros de cadeira rodas para pessoas com deficiência.

A metodologia foi estruturada a partir de informações sobre a realização de testes ergométricos em pessoas sem deficiência, no entanto as atenções foram voltadas para sempre buscar o comportamento fisiológico das pessoas com deficiência.

No entanto, adaptações de protocolos podem não ser pertinentes para realização dos testes ergométricos em pessoas com deficiência, uma vez que foi comprovado que há diferenças no gasto energético para uma mesma atividade entre pessoas com deficiência e sem deficiência. Sendo assim, o desenvolvimento de um protocolo personalizado para o ergômetro de cadeira de rodas baseado no gasto energético foi o ponto de partida.

A escolha do tipo de protocolo veio de recomendações e análises de protocolos existentes. Assim, o tipo de protocolo escolhido foi o escalonado, pois a correta aplicação desse tipo de protocolo não depende da experiência do médico/executor do teste e não necessita de uma estimativa de limite máximo, apenas valores pertinentes de acréscimo de trabalho entre cada estágio.

Foi feito um levantamento quanto ao comportamento do gasto energético, ou equivalente metabólico (MET), como é comumente quantificado, para a realização de atividades rotineiras e esportivas. Com esses dados, analisou-se a diferença de gasto

energético entre uma atividade e outra que seria pertinente para ser utilizado como referência entre um estágio e outro do protocolo gerado.

Um aplicativo foi criado através de um algoritmo na linguagem de programação *Matlab*®. Tal aplicativo permite realizar a escolha de parâmetros que afetam o comportamento do gasto energético em cada indivíduo e assim realizar o processamento e gerar um protocolo personalizado.

Estes parâmetros são idade, condicionamento físico, cardiopatia pré-diagnosticada e nível ou altura da lesão medular, sendo este último, um fator diferencial que causa mudanças no comportamento do gasto energético.

CAPÍTULO II

TESTES ERGOMÉTRICOS

Hespanha (2004) define o teste ergométrico como uma análise de fatores cardiovasculares paralelamente à aplicação de exercício físico com utilização de ergômetros. Este teste é considerado um dos principais métodos de avaliação e diagnóstico da função cardíaca, principalmente por se tratar de um procedimento relativamente simples, seguro, bastante confiável e de baixo custo.

As primeiras indicações a respeito de alterações do comportamento cardiovascular durante a realização de esforço físico datam de 1918. Nesta época foi detectado que pacientes com doenças coronárias apresentavam alterações nos resultados do eletrocardiograma devido ao esforço. Feil e Seigel (1928) também descreveram alterações nas respostas obtidas pelo eletrocardiograma em pacientes previamente diagnosticados com angina. Atualmente, sabe-se que tais alterações de resultados são pertinentes em casos onde se tem evidências de isquemia (ELLESTAD, 2003).

Trabalhos seguintes deram início às primeiras publicações a respeito de metodologias sobre testes ergométricos. Alguns desses trabalhos são de autoria de Master e Oppenheimer (1929) que publicaram o primeiro artigo sobre teste ergométrico e a metodologia a ser utilizada em ergômetro de escada. Vale ressaltar que estes não outorgam a importância do eletrocardiograma na manifestação de isquemia, eles usaram apenas a resposta da frequência cardíaca e a pressão arterial para avaliar a capacidade cardíaca do paciente.

Doze anos após a publicação de seu trabalho inicial, Master e Jaffe (1941), propuseram pela primeira vez a utilização de um eletrocardiograma para detectar insuficiência coronariana em medições antes e depois do teste ergométrico.

Astrand e Rhyning (1954) ao realizarem testes em atletas estabeleceram relações fisiológicas para o teste ergométrico, nas quais associaram que o consumo de oxigênio pode ser calculado a partir da frequência cardíaca.

Os protocolos modernos foram fundamentados em princípios estabelecidos por Bruce (1956), quando este estabeleceu diretrizes que classificavam os pacientes de acordo com a

sua capacidade cardíaca, para isso Bruce submeteu os seus pacientes a esforços em uma esteira.

Sendo assim, a partir dos estudos de Astrand e Rhymin (1954) e Bruce (1956), as bases, necessárias para estabelecer o teste de esforço progressivo como um teste de tolerância ao exercício fisiológico, foram firmadas (ELLESTAD, 2003).

Segundo Meneghelo et al. (2010), o teste ergométrico chegou ao Brasil em 1960, no Instituto de Cardiologia do Estado da Guanabara, atual Instituto Estadual de Cardiologia Aloyzio de Castro, o qual era realizado em cicloergômetro. O mesmo ainda afirma que somente a partir de 1972, após a origem do Serviço de Reabilitação Cardiovascular do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, pelos doutores Jozef Fehér e Hélio M. Magalhães, após darem suporte a outros aspirantes sobre o tema, a realização do teste ergométrico foi anexada à prática clínica.

2.1. Fisiologia do Coração

O coração, em muitas literaturas, é tratado como uma bomba. Ghyton e Hall (2006) afirmam que o coração, pode ser dividido em duas bombas, ou seja, o coração direito e o coração esquerdo, respectivamente, um bombeia sangue para os pulmões e o outro bombeia sangue para os órgãos periféricos. Além disso, cada um se comporta como uma bomba pulsátil de duas câmaras, constituída por um átrio e um ventrículo. Sendo assim, cada átrio bombeia o sangue para o ventrículo, que por sua vez, bombeia o sangue para a circulação pulmonar ou para a circulação periférica. A Fig. 2.1 ilustra a estrutura de um coração.

2.2. Ciclo Cardíaco

O ciclo cardíaco é o conjunto dos eventos cardíacos o qual ocorre entre o início de um batimento e o início do próximo, afirma Ghyton e Hall (2006). Por sua vez, o início de cada ciclo se dá por uma geração espontânea de potencial de ação, no chamado nodo sinusal. Esse nodo permite que ocorra um atraso na emissão de impulso cardíaco dos átrios para os ventrículos. Consequentemente, este evento possibilita a sucessividade entre a contração dos átrios e dos ventrículos, ou seja, eles sempre vão se contrair em momentos distintos. Evidentemente, Ghyton e Hall (2006) ainda afirmam que os átrios funcionam como bomba de reserva para os ventrículos, e os ventrículos fornecem a principal fonte de força para propelir o sangue pelo sistema vascular do corpo.

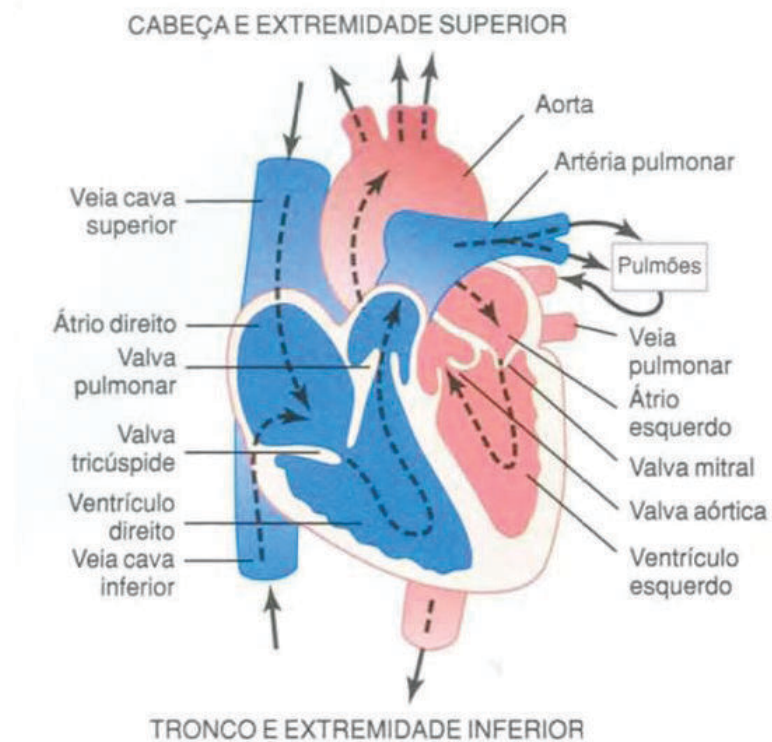


Figura 2.1 –Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e valvas cardíacas.
(GHYTON E HALL, 2006)

2.2.1. Sístole e Diástole

O ciclo cardíaco consiste de um período de relaxamento, onde o coração se enche de sangue, período este denominado de diástole, seguido de um período de contração, denominado sístole (OLIVEIRA Lucas, 2006). Os eventos do ciclo cardíaco, mostrados na Fig. 2.2, podem ser divididos da seguinte forma:

1. Início da diástole, as válvulas tricúspide e mitral são abertas e os ventrículos se enchem.
2. Fechamento das válvulas de entrada, final da diástole.
3. Contração ventricular, abertura das válvulas pulmonar e aórtica - sístole ventricular.
4. Final da sístole ventricular, fechamento das válvulas pulmonar e aórtica.
5. Reinício da diástole atrial e ventricular.

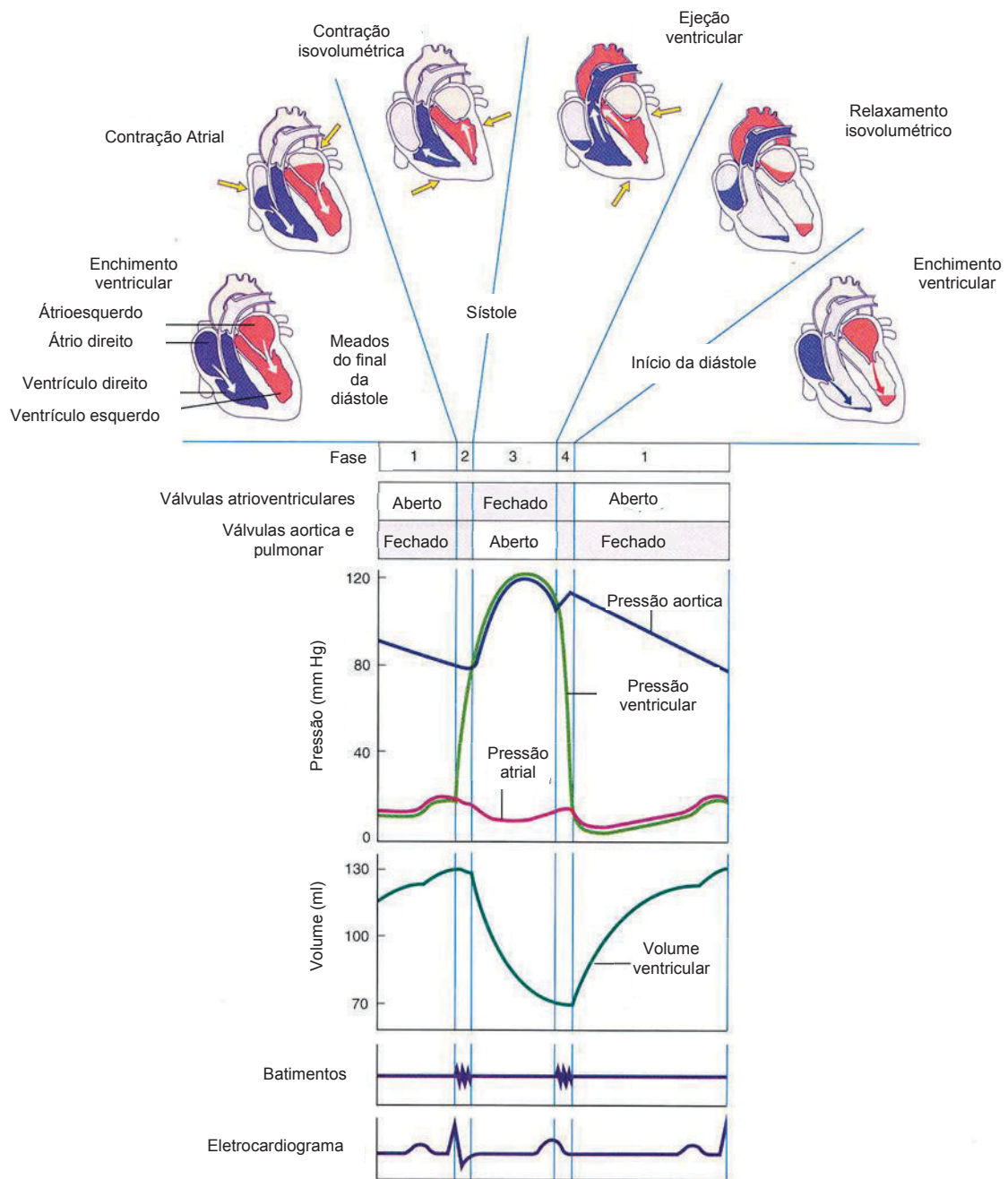


Figura 2.2–Ciclo Cardíaco. (Adaptado de PACHECO, 2007)

2.2.2. Eletrocardiograma e Ciclo Cardíaco

Um eletrocardiograma apresenta o que se denomina *ondas P, Q, R, S e T*, como mostrado na Fig. 2.3. Sua origem está nas tensões elétricas geradas pelo coração e captadas pelo eletrocardiógrafo na superfície do corpo.

A *onda P* é gerada pela disseminação da despolarização pelos átrios, e isso é seguido pela contração atrial, que causa aumento discreto na curva de pressão imediatamente após a onda P eletrocardiográfica.

Passados aproximadamente 0,16 segundos após o início da onda p, as *ondas QRS* surgem como resultado da despolarização elétrica dos ventrículos, o que inicia a contração ventricular e faz com que a pressão ventricular comece a aumentar. Dessa maneira, o complexo QRS se inicia pouco antes do início da sístole ventricular. Em conclusão, tem-se a *onda T ventricular* no eletrocardiograma. Ela representa o estágio de repolarização dos ventrículos, quando suas fibras musculares começam a relaxar. Por consequência, a onda T surge pouco antes do final da contração ventricular (GHYTON E HALL, 2006).

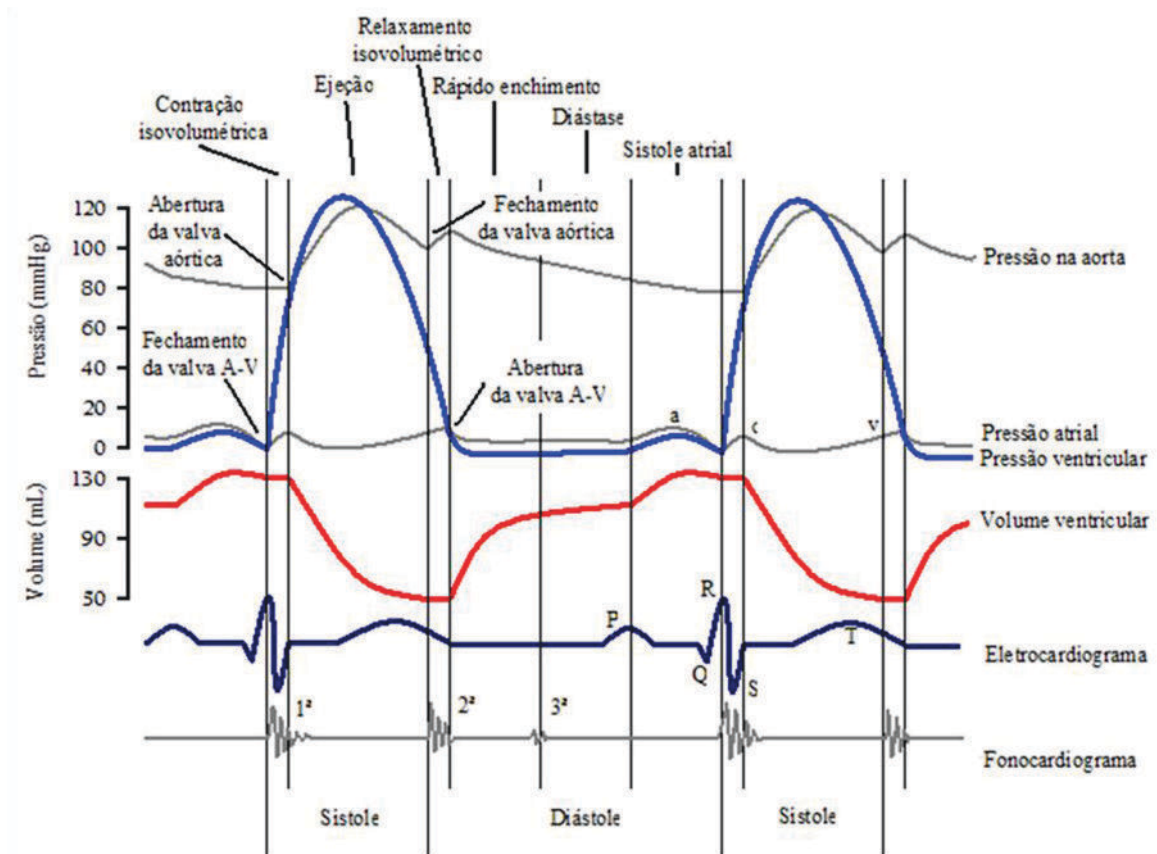


Figura 2.3 – Eventos do ciclo cardíaco que ocorrem no ventrículo esquerdo.

(Adaptado de GHYTON E HALL, 2006)

2.3. Resposta Pulmonar e Cardiovascular para o Exercício

Para uma melhor compreensão da resposta cardiovascular e pulmonar do corpo durante o exercício, deve-se conhecer quais os mecanismos levam às alterações no débito cardíaco e outras adaptações circulatórias associadas à atividade.

Segundo Ellestad (2003) vários parâmetros, incluindo a posição do corpo, o volume de sangue, e profundidade de respiração, influenciam na entrada sanguínea para o coração. Consequentemente, o coração responde ao bombear para a circulação arterial o volume de sangue recebido em seu lado venoso. Além disso, podem-se definir alguns conceitos como *volume sistólico*, que equivale à quantidade de mililitros por batida. O débito cardíaco total (medido em litros por minuto) é o volume de pulsação (comumente 50 a 80 mL de sangue) multiplicado pela frequência cardíaca. Claramente, o débito cardíaco aumenta com o exercício, como referência pode-se citar um atleta bem condicionado, com um sistema eficiente, este pode chegar a 30 L/min, sendo que um adulto de 70 kg em repouso possui um débito cardíaco de 5,6 L/min.

Ellestad (2003), ainda afirma que o fator limitante mais importante para o aumento da capacidade de trabalho físico, está na aptidão do indivíduo em aumentar o volume de bombeamento.

Uma vez que o sistema cardiopulmonar é acionado para aumentar sua produção devido a um exercício, um agregado complexo de eventos aciona o coração para que haja aumento no bombeamento, sendo o mais importante o ritmo cardíaco. Todavia, se o volume sistólico permanecer constante, por exemplo, 80 mL e a frequência cardíaca continuar a aumentar até o seu máximo (aproximadamente 195 batimentos por minuto para um homem de 25 anos), o limite do débito cardíaco será 15,6 L/min. Evidentemente, para que se possa aumentar o débito cardíaco para cerca de 30 L/min, como já citado, a única solução é aumentar o volume sistólico durante as fases de maior trabalho. Efetivamente, o aumento no volume sistólico ocorre em diferentes graus, dependendo da aptidão, idade e sexo (GORLIN et al., 1963).

2.3.1. Efeito de Massa Muscular

Ellestad (2003), afirma que o débito cardíaco é influenciado de forma significativa pelo volume muscular, principalmente devido à magnitude do retorno venoso a partir dos músculos de trabalho. Segundo Petro et al. (1970), que estudou o exercício em braços e pernas, o exercício de braço resulta em um maior aumento das catecolaminas (adrenalina, noradrenalina e dopamina), e consequentemente um maior aumento na frequência cardíaca

do que seria de esperar para um trabalho equivalente realizado por um músculo maior. Embora, uma frequência cardíaca maior e uma quantidade menor de retorno venoso proporcione um volume sistólico menor. Por outro lado, o exercício com as pernas, que corresponde a uma utilização de 40% a 50% da massa muscular total do corpo, faz com que se tenha um maior aumento do retorno venoso, uma carga de trabalho relativamente menor, um menor aumento de catecolaminas, e conseqüentemente uma menor frequência cardíaca.

2.3.2. Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca é o resultado de várias influências físicas e emocionais que são mediadas através do sistema nervoso autonômico. Conhecer a frequência cardíaca máxima, em várias faixas etárias, possibilita aos médicos saber quando um sujeito exerceu a capacidade máxima de bombeamento. A frequência cardíaca máxima varia entre os indivíduos cerca de 15% a partir de fórmulas indicados para sua idade, como pode ser visto na Fig. 2.4 (ELLESTAD, 2003).

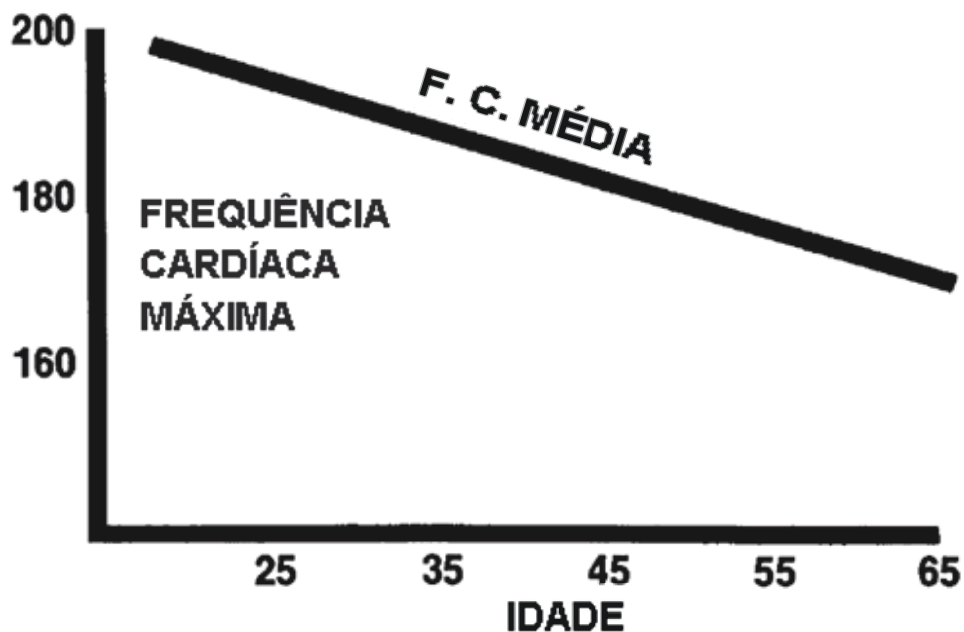


Figura 2.4 - A frequência cardíaca máxima prevista relacionada à idade.

(Adaptado de ELLESTAD, 2003)

Bates (1967, apud Ellestad, 2003) analisou o comportamento de débito cardíaco em relação ao seu efeito limitante sobre o exercício. Bates mostrou que, para um consumo de 1500 mL/min, o débito cardíaco, a frequência cardíaca e o aumento do consumo de oxigênio apresentam um comportamento linear, como mostra a Fig. 2.5.

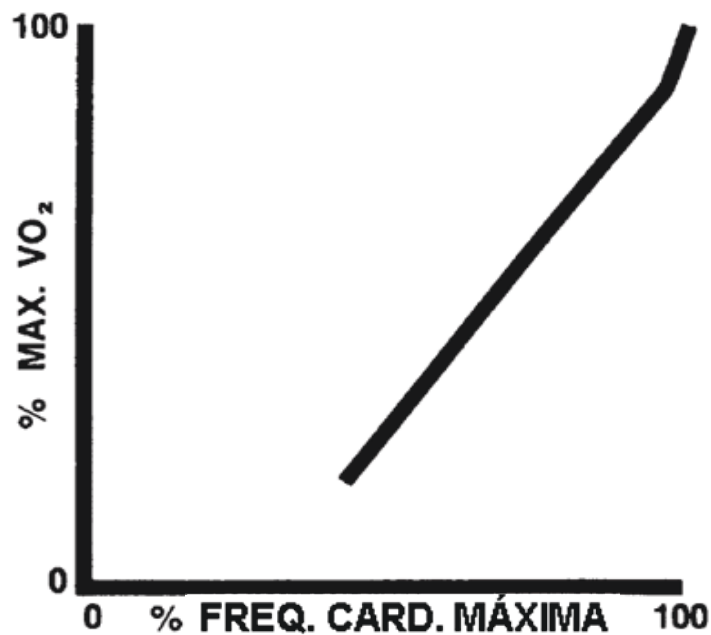


Figura 2.5 – Relação entre o consumo de oxigênio e a frequência cardíaca.
(Adaptado de ELLESTAD, 2003)

Todavia, próximo a sua capacidade máxima (acima de 80% da capacidade máxima), a frequência cardíaca e o débito cardíaco tendem a se estabilizar.

2.3.3. Efeito da Idade

Sabe-se que o processo de envelhecimento está associado há uma série de alterações, alguns dos quais são devido ao envelhecimento natural, ao desuso e outros a doenças degenerativas que o acompanham. Segundo Rodeheffer (1984), a capacidade aeróbica de pico diminui 3% a 8% por década. Isto é em parte devido a uma frequência cardíaca reduzida. Um estudo de cintilografia sugeriu que a alteração do débito cardíaco em idosos comparado aos jovens se deve mais a uma diminuição de oxigênio, e assim surge um declínio da função cardíaca. Um declínio nos receptores cardíacos, aumento da rigidez miocárdica e uma diminuição da velocidade de contração sugerem que é necessário um aumento considerável no volume sistólico para compensar a idade.

2.3.4. Efeito do Sexo

Por Higginbotham (1984), se sabe que as mulheres possuem uma capacidade de exercício mais baixa do que os homens quando corrigida para o peso. Esta diferença é

possivelmente devido a suas menores concentrações de hemoglobina. Por conseguinte, o débito cardíaco aumenta para pacientes do sexo feminino, para qualquer nível de trabalho. Embora as frações sistólicas aumentem em exercícios nos homens, Higginbotham (1984) ainda afirma que este permanece fixo com o aumento de esforço em mulheres.

2.4. Métodos de Treinamento

2.4.1. Frequência

Estudos mostram que a prática de exercícios físicos com uma frequência de 3 ou 2 dias por semana possibilitam obter um bom condicionamento, no entanto, a rotina do dia a dia muitas vezes não permite esta prática (POLLOCK et al., 1977). Atletas geralmente mantêm uma rotina de treinamento entre cinco e sete dias por semana, no entanto para estes indivíduos a taxa de acidentes tende a ser maior. Lesões no pé, tornozelo e joelho, são comuns, evidenciando o fato do corpo necessitar de um descanso entre os treinos (ELLESTAD, 2003).

2.4.2. Intensidade

Segundo Coyle et al. (1984), para que se tenha uma resposta efetiva, a intensidade do exercício deve alcançar uma frequência cardíaca de 60% da capacidade máxima. Em pessoas mais jovens isso significa um treinamento com uma frequência cardíaca entre 130 e 150 batimentos por minuto. Em pessoas mais velhas, esta faixa fica entre 110 a 120.

Níveis muito altos de treinamento comparados aos treinamentos moderados não mostraram aumento significativo de benefícios. Ellestad (2003) afirma que uma maior capacidade aeróbica pode ser obtida combinando a intensidade e o tempo de trabalho, no entanto a desistência do treinamento é alta para exercícios intensos, e os intervalos tendem a serem maiores. Além disso, o problema da intensidade é demasiadamente relacionado com o ego e o nível inicial de aptidão física.

2.4.3. Duração

Wenger e Bell (1986) dizem que a melhora no condicionamento cardiovascular respiratória está diretamente relacionada à duração do treinamento. Além disso, afirma que 5 a 10 minutos de treino regular, podem melhorar o condicionamento físico, mas a melhora no consumo máximo de oxigênio é ideal quando a duração do treino é de 30 a 45 minutos.

Programas que usam longos períodos de treinamentos em um ritmo ligeiramente mais lentos são mais bem tolerados, como refletido pelas taxas de abandono e dos menores índices de lesões. Evidentemente, fica o incentivo pela prática do exercício por pelo menos trinta minutos, e se jovens ou energéticos, a duração de 45 minutos.

2.4.4. Modo

Segundo Ellestad (2003), embora alguns apreciadores acreditem que corridas e caminhadas são uma fórmula para a vida eterna, isto ainda não foi provado. Qualquer tipo de treinamento rítmico que queima calorias e aumenta a frequência cardíaca, como corrida, caminhada, ciclismo, natação, ou pular corda, é igualmente eficaz. Exercício que não produz um aumento significativo na demanda calórica, como boliche, golfe ou ginástica moderada, não tem muito valor. O levantamento de peso tem-se mostrado útil no sentido cardiovascular apenas quando pesos muito leves são usados com várias repetições. Mesmo nesses programas, a melhoria da capacidade aeróbia tem sido menor. No entanto, o levantamento de peso pode ser adicionado a um programa de exercícios para ganhar força muscular, o que é muito importante para o indivíduo.

CAPÍTULO III

AVALIAÇÃO CARDÍACA

Como já mencionado, a avaliação cardiovascular é o principal meio para diagnosticar doenças relacionadas ao coração. A realização destes procedimentos possibilita evitar que pessoas de alto risco venham apresentar problemas decorrentes, por exemplo, de algum esforço físico. Evidentemente, a realização de forma pertinente de tal exame é fundamental para uma boa avaliação cardíaca. Existem vários exames para se diagnosticar as doenças do coração. A determinação de quais exames um paciente deve realizar é uma decisão que cabe ao médico. Ele se baseará na história clínica e nos achados de exames clínicos feitos no paciente. Os testes para avaliação das funções cardíacas podem ser invasivos ou não invasivos.

➤ **Testes Invasivos:**

- Ecografia transesofágica
- Cintilografia
- Cateterismo cardíaco

➤ **Testes não invasivos:**

- Radiografia de tórax
- Holter
- Ecocardiograma
- Monitorização ambulatorial da pressão arterial
- Tomografia
- Ressonância Magnética
- Eletrocardiograma de repouso (ECG)
- Eletrocardiograma de esforço (Teste Ergométrico)

Para o presente estudo a avaliação cardíaca de interesse se resume ao Eletrocardiograma de Esforço (ECE). Segundo Meneghelo et al. (2010), o ECE, comumente chamado de Teste Ergométrico, Teste de Esforço ou Teste de Exercício, avalia parâmetros cardiovasculares durante aplicação de exercício físico com utilização de ergômetros. Este é um método globalmente aceito para o diagnóstico de doenças cardiovasculares, sendo também pertinente na determinação prognóstica, na avaliação da resposta terapêutica, da tolerância ao esforço e de sintomas compatíveis com arritmias ao exercício.

3.1. Indicação e Contra-Indicações

Segundo Ellestad (2003), o Teste Ergométrico foi utilizado principalmente para identificar ou confirmar a presença de doença cardíaca isquêmica (causa redução do fluxo sanguíneo do miocárdio devido à obstrução). Antes da Segunda Guerra Mundial, foi principalmente uma ferramenta de pesquisa aplicada a problemas relacionados ao exercício em atletas. Mais recentemente, como o método novamente evoluiu para uma medida da capacidade funcional, bem como um meio de diagnosticar a doença coronária, os pedidos foram estendidos para um número de áreas anteriormente excluídos, como o prognóstico de doença arterial coronariana (estreitamento dos vasos que suprem o coração) e avaliação do tratamento na insuficiência cardíaca congestiva (incapacidade do coração para bombear o sangue), angina instável (dor no peito) e certas arritmias.

A doença arterial coronariana tem alcançado proporções epidêmicas. Não só a taxa média de morte cerca de 600.000 por ano nos Estados Unidos, mas também excede todas as outras causas de morte. A morte por infarto do miocárdio é o primeiro sintoma em 55% dos pacientes com doença coronariana. Uma enorme quantidade de energia está sendo gasta em uma busca para a causa e uma maneira de controlar este processo maligno.

De forma mais específica, segundo Meneghelo et al. (2010) as indicações para a realização do teste ergométrico, compreendem, sobretudo, a definição do diagnóstico e prognóstico, além de avaliar o estado funcional do sistema cardiovascular e procedimentos terapêuticos clínicos e/ou cirúrgicos. Tais indicações podem ser divididas em gerais e especiais.

As indicações gerais sugerem a aplicação do teste ergométrico para diagnóstico e orientações das condutas a serem adotadas, para favorecer a prevenção primária e secundária das doenças que atingem as coronárias. Em seguida, as indicações especiais remetem a aplicação do teste ergométrico em casos específicos e populações selecionadas. Alguns exemplos são:

➤ Indicações Gerais:

- Doença arterial coronária
- Hipertensão arterial
- Arritmias
- População sadia ou aparentemente normal

➤ Indicações Especiais:

- Sadios, incluindo atletas para avaliação funcional ou com fins acadêmicos
- Avaliação terapêutica na hipertensão arterial
- Detecção de arritmias em portadores de miocardiopatia hipertrófica, forma não obstrutiva
- Doenças não cardíacas

As contra-indicações se condicionam a presença de algum problema, podem ser expressas como contra-indicações gerais e contra-indicações relativas, sendo que esta última se encaixa em situações onde é necessário a adoção de precauções extras para a realização do teste de esforço, alguns exemplos são:

➤ Contra-indicações Gerais

- Presença de embolia pulmonar
- Presença de enfermidade aguda, febril ou grave
- Limitação física ou psicológica
- Intoxicação medicamentosa
- Distúrbios hidroeletrolíticos e metabólicos não corrigidos

➤ Contra-indicações Relativas

- Dor torácica aguda
- Estenoses valvares moderadas e graves em assintomáticos
- Insuficiências valvares graves
- Taquiarritmias, bradiarritmias e arritmias ventriculares complexas
- Afecções não cardíacas capazes de agravamento pelo teste ergométrico e/ou impedimento para realização do teste ergométrico.

3.2. Ergômetros

A partir da junção das palavras de origem grega *ergon*, cujo significado é “trabalho” e *metron*, que significa “medida”, surgiu o termo “ergometria”. Consequentemente, a ergometria remete à possibilidade de medir ou avaliar a quantidade de trabalho efetuado. Neste sentido, entende-se que “ergômetros” são equipamentos utilizados para a realização do teste de esforço pelo qual é possível mensurar trabalho realizado (PARREIRAS, 2010).

De forma bem sucinta os ergômetros mais utilizados atualmente são:

- Esteira Rolante

A esteira rolante é o ergômetro mais utilizado para a realização do teste de esforço atualmente. A Figura 3.1 mostra um exemplo deste tipo de ergômetro. Isto se deve ao fato deste equipamento utilizar como estímulo funcional a caminhada, marcha e/ou corrida, que são pilares da grande maioria das modalidades desportivas e também da maioria das ações motoras diárias. Evidentemente, este requer um esforço preferencial dos membros inferiores, mas com o aumento da intensidade do exercício, contribui para algum esforço com os membros superiores (OLIVEIRA César, 2006).



Figura 3.1 – Esteira rolante (Site www.movement.com.br)

- Cicloergômetro

Este ergômetro simula a atividade ciclística e assim permite que o usuário se exercite sem sofrer influência do próprio peso, a Fig. 3.2 mostra um exemplo deste tipo de ergômetro. Há muitos modelos, que de uma forma simplificada, podem ser classificados com referência à sua ergonomia, ou seja, podem ser classificados quanto à presença de assento (posição sentada) ou banco (posição reclinada). Por conseguinte, tende a ser considerado confortável e seguro, por facilitar a coleta de dados, uma vez que é decorrente da reduzida mobilização do tronco e dos membros superiores (OLIVEIRA César, 2006). No entanto, pode acarretar fadiga muscular antes do estresse cardiovascular (PARREIRAS, 2010).



Figura 3.2 – Cicloergômetro (Site www.movement.com.br)

- Ergômetro para cadeirantes

O motivo principal para o desenvolvimento deste trabalho surgiu com o projeto e construção de um novo modelo de ergômetro de cadeira de rodas, mostrado na Fig. 3.3. Segundo Novais (2009), o protótipo, desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos 'Prof. Henner A. Gomide' da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, foi criado para atender a particularidade do gesto motor do cadeirante, e eliminar as adaptações para a aplicação de testes de esforço que objetivam avaliar o condicionamento físico e cardiorrespiratório.

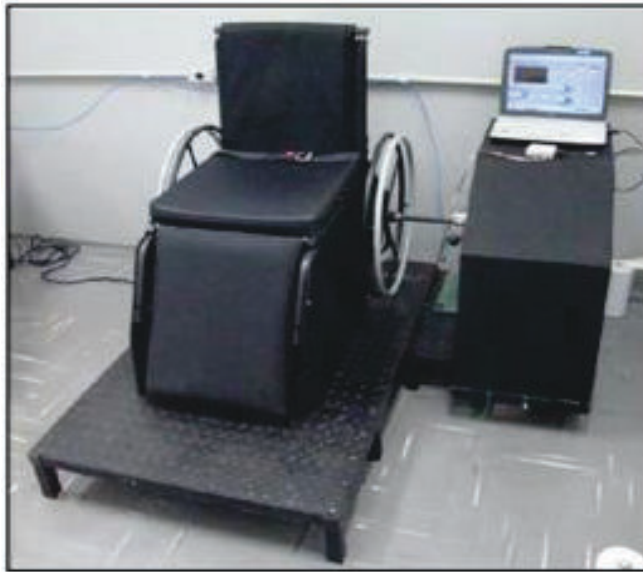


Figura 3.3 – Ergômetro para cadeirantes. (NOVAIS, 2009)

Atualmente em desenvolvimento está a sua terceira versão, sendo que a segunda versão é a que a disponível no laboratório para testes.

A segunda versão, denominada de ERGO1, apresenta uma evolução do protótipo desenvolvido por Novais (2009), sendo desenvolvida uma nova estrutura, mais leve e com menores dimensões. A geração de resistência, realizada por freio eletromagnético, seguiu os mesmos princípios do modelo anterior, porem foi deslocada para o interior do ergômetro. Um aplicativo em linguagem LabVIEW realiza o controle da parte eletrônica do protótipo, o qual configura a carga a ser utilizada e faz a aquisição dos sinais de rotação e torque do sistema para que a potência, energia e fadiga do usuário possam ser estimadas.

3.3. Protocolos

Protocolo ergométrico é definição dada para o caminho a ser tomado durante a realização do teste de esforço, ou seja, quais os parâmetros quantitativos de esforço e em quais proporções o indivíduo deve ser submetido para que o teste seja realizado de forma pertinente.

O objetivo do teste, a população a ser testada, a disponibilidade de tempo e material são fatores que determinarão o melhor método e protocolo a ser utilizado em um teste ergométrico. Atualmente são utilizados vários protocolos para diferentes ergômetros, sendo que o protocolo nada mais é do que um indicador do trabalho sobre a qual o paciente deve ser submetido para que haja esforço e conseqüentemente aumento de parâmetros fisiológicos como a frequência cardíaca. Ellestad (2003) afirma que os protocolos mais usados são:

- Protocolos para cicloergômetros
 - Protocolo escalonado, como o protocolo de Balke, o qual sugere um incremento de carga de 25 watts (W) a cada 2 min. Algumas recomendações seriam que para homens saudáveis iniciar com 50 W, e em mulheres e pacientes em geral, com 25 W.
 - Protocolo em rampa geralmente com incrementos de 5 a 50 W a cada minuto, dependendo da capacidade de cada um.

- Protocolos para esteira rolante
 - Protocolo escalonado:
 - Protocolo de Bruce: apresenta um incremento de carga não linear, com grandes e súbitos aumentos entre os estágios. Segundo Meneghelo et al. (2010) é preferencialmente indicado para estabelecimento de diagnóstico e ou avaliação da capacidade funcional, em indivíduos que possuam algum grau de condicionamento físico.
 - Protocolo de Ellestad: apresenta aumento significativo de carga a partir do estágio 3 e possui aplicação semelhante ao de Bruce, segundo Ellestad (2003) é indicado apenas para indivíduos fisicamente ativos, jovens aparentemente saudáveis ou para pessoas que tenham a capacidade de correr.
 - Protocolo de Balke: trabalha com velocidade constante e inclinação com aumentos de 1% a cada minuto. Segundo Meneghelo et al. (2010) é indicado para indivíduos com baixa capacidade funcional.
 - Protocolo em rampa: permite um aumento constante e gradativo do trabalho, o que se aproxima mais do comportamento do consumo de oxigênio frente ao exercício gradativamente crescente.

A Figura 3.4 mostra os protocolos escalonados de Balke, Bruce e Ellestad, para esteira rolante.

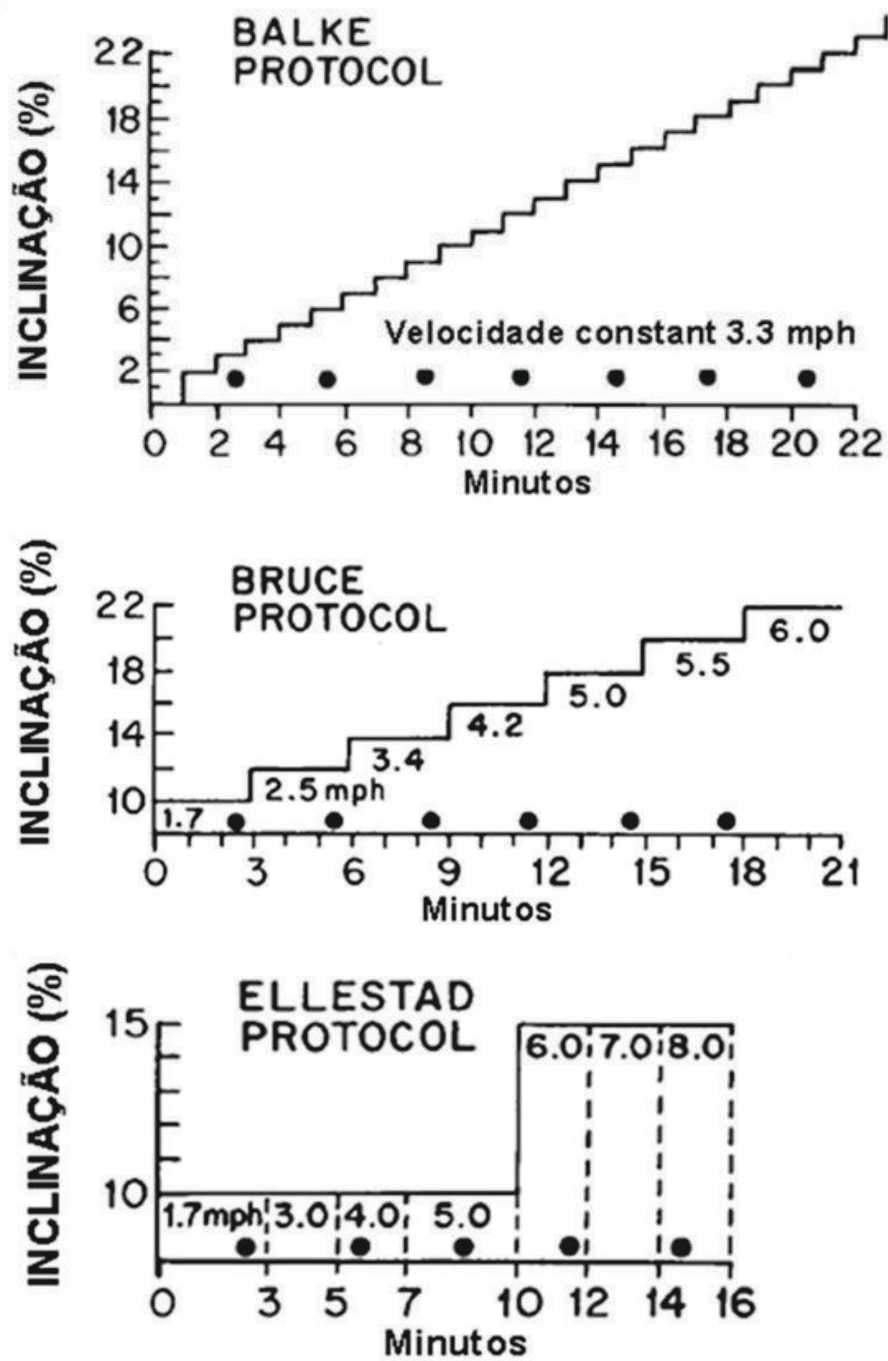


Figura 3.4 - Diagramas de cargas de trabalho para vários protocolos. (Adaptado de ELLESTAD, 2003)

A Figura 3.5 mostra uma comparação dos batimentos cardíacos entres os três protocolos da Fig. 3.4.

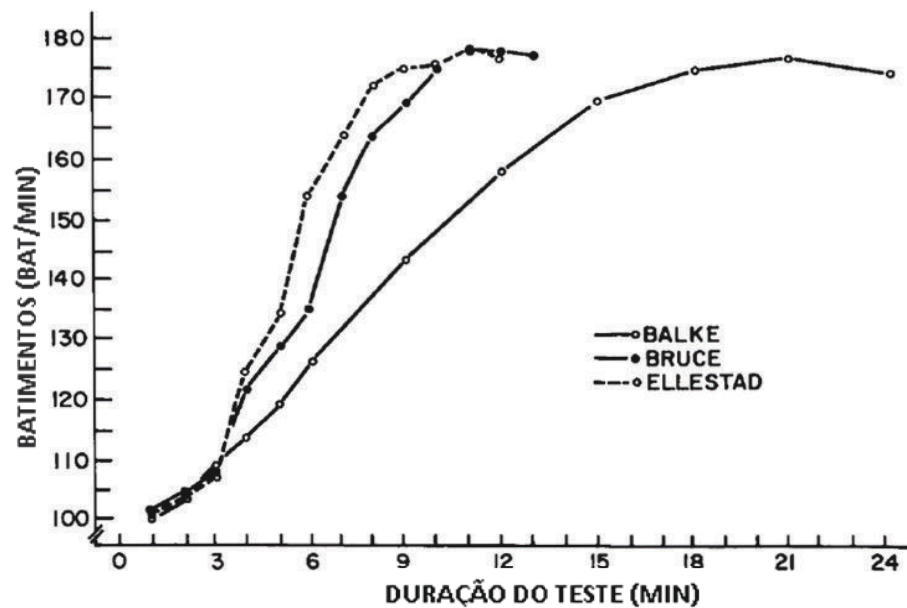


Figura 3.5 - Diagramas de cargas de trabalho para vários protocolos.
(Adaptado de ELLESTAD, 2003)

Segundo Sousa (2005) os testes ergométricos podem ser divididos quanto ao modo de trabalho e quanto ao modo da carga.

Para o modo de trabalho tem-se:

- Teste contínuo
 - É realizado sem intervalos entre os estágios. É hoje o modo preferido para aplicação de testes ergométricos.
- Teste descontínuo
 - A sua aplicação é dado por intervalos entre os estágios. Quase nunca é usado devido o aumento do tempo de execução do teste.

Para o modo da carga tem-se:

- Carga única
 - Utiliza uma carga constante, como o próprio peso do corpo, praticamente não é mais utilizado na ergometria salvo os efeitos de treinamento como, por exemplo: Teste de Master.
- Carga múltipla

- É o mais aplicado atualmente, pela sua praticidade. As cargas, durante o esforço são aplicadas de forma progressiva e intervalos de dois a três min.

A Figura 3.6 mostra os tipos de carga citados:

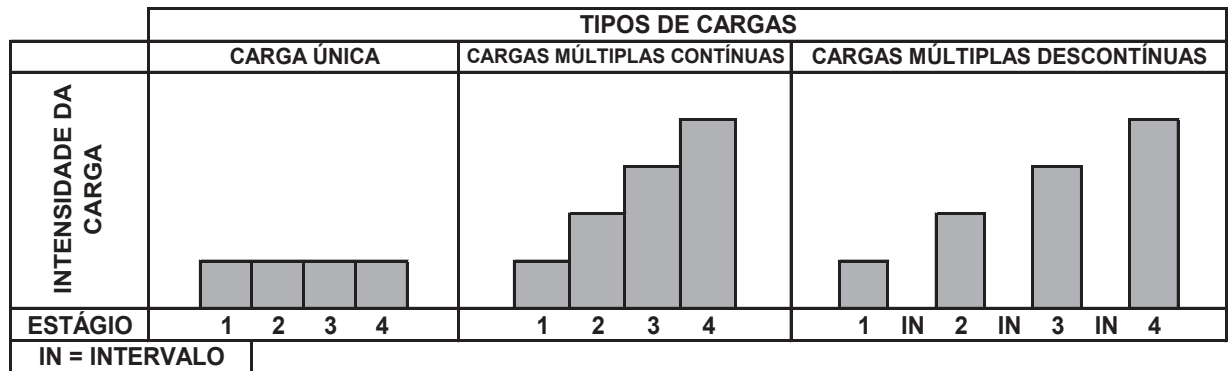


Figura 3.6 – Tipos de carga.

Outro fator importante do teste de esforço baseia-se na intensidade do exercício, ou seja, teste pode ser submáximo ou máximo. Para o teste submáximo Ellestad (2003) afirma que o indivíduo é levado a uma sobrecarga pré-determinada da que é baseada na frequência cardíaca máxima prevista para a sua idade (abaixo de 85% frequência cardíaca máxima). Para o teste máximo Ellestad (2003) afirma que o indivíduo é levado a frequência cardíaca acima de 90% da frequência cardíaca máxima.

3.4. Respostas Eletrocardiográficas

Podem-se classificar como respostas eletrocardiográficas as modificações morfológicas, fisiológicas e anormais das deflexões eletrocardiográficas P, PR, Q, R, S, J, ST, T e U durante o teste de esforço (CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995). As deflexões eletrocardiográficas são mostradas na Fig. 3.7.

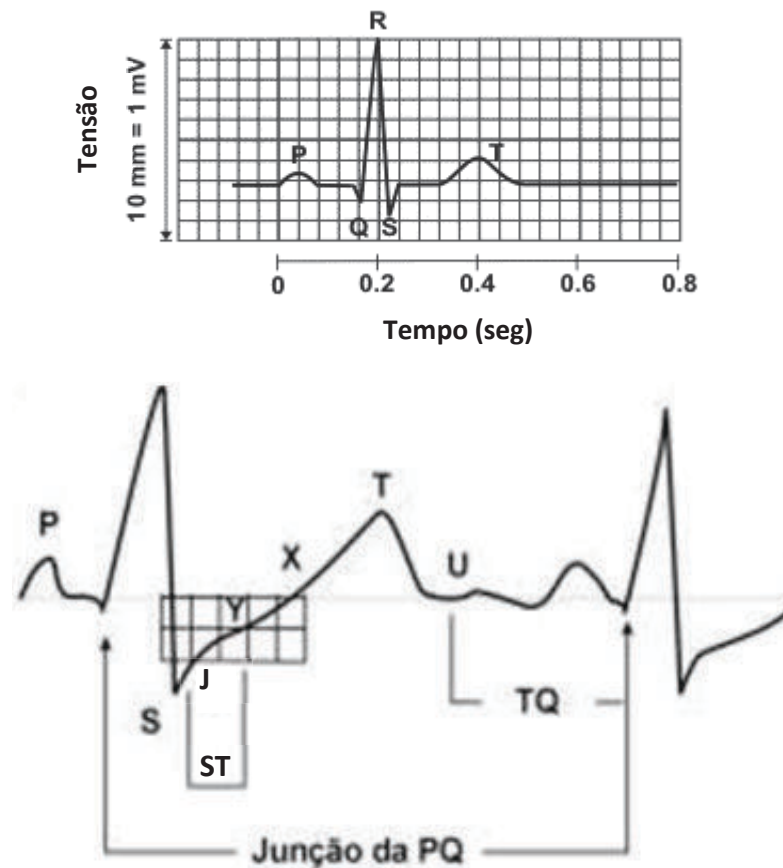


Figura 3.7 - Referenciais utilizados na análise da eletrocardiografia de repouso e esforço.
(CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995)

O Conselho Nacional de Ergometria (1995) afirma que, algumas recomendações devem ser seguidas para a normatização da análise eletrocardiográfica em repouso e frente ao exercício, com a finalidade de permitir resultados reproduzíveis, quantificáveis e mensuráveis.

- A medida do desnível do segmento ST deve ser realizada usualmente no ponto Y (ponto que dista 0,08s ou 80ms do ponto J), sendo que a linha de base ou de referência é representada pela união das junções PQ (término do segmento PR e início do complexo QRS) de complexos sucessivos, portanto, as alterações do segmento ST devem ser aferidas a partir da linha referencial que une pelo menos duas junções P/Q do ECG;
- A medida do desnivelamento é dada em milímetros ou em milivolts;
- Quando o ponto Y incide sobre a onda T o desnível deve ser medido a 0,06s ou 60ms do ponto J;

- Quando desnivelamentos de segmento ST já estiverem presentes desde a fase de repouso, o valor numérico deve ser descontado da alteração máxima obtida durante e após a fase de exercício;
- A obtenção de linha de base estável que contenha pelo menos três complexos iguais e sucessivos é necessária para a análise dos parâmetros eletrocardiográficos;
- Quando o aspecto descendente do segmento ST predominar, o desnivelamento deve ser medido no ponto J e, da mesma forma, as alterações máximas obtidas durante o teste descontado dos valores obtidos em repouso.

3.4.1 Respostas Normais

A Figura 3.8 mostra as modificações eletrocardiográficas normais mais frequentes durante o exercício.

- Onda P:
 - Torna-se apiculada e de maior amplitude com a elevação da frequência cardíaca, sem mudanças expressivas na duração. É melhor avaliada em derivações inferiores;
- Segmento PR:
 - Tem sua duração diminuída, tornando-se infradesnivelado por influência da onda T de repolarização atrial;
- Onda Q:
 - Em geral aumenta discretamente de amplitude, ao final da fase de exercício;
- Onda R:
 - Tem ampla gama de variações diminuindo, em geral, em níveis máximos de frequência cardíaca e no período de recuperação imediato;
- Onda S:
 - Aumenta de amplitude à medida que a onda R diminui;
- Ponto J:
 - Apresenta infradesnivelamento progressivo até o esforço máximo, presente também no período de recuperação imediato;
- Segmento ST:
 - Habitualmente ocorre infradesnivelamento ascendente e progressivo até o esforço máximo, a partir do ponto J, mas com rápido retorno à linha de base, antes de 0,08s ou 80ms;
- Onda T:

- De morfologia variável, aumentando mais comumente de amplitude em níveis máximos de frequência cardíaca e no período de recuperação imediato;
- Onda U:
 - Normalmente positiva, tem sua análise prejudicada durante o exercício, ficando mascarada pela fusão das ondas T e P decorrente da elevação da frequência cardíaca.

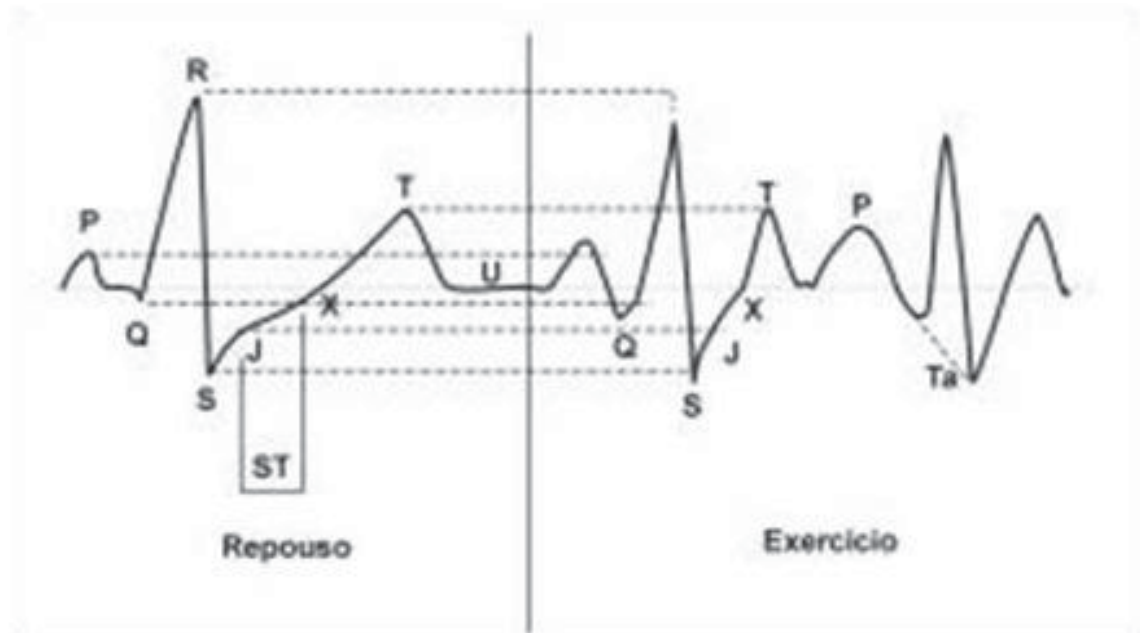


Figura3.8 - Modificações eletrocardiográficas normais durante o exercício.
(CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995)

3.4.2 Respostas Anormais

O eletrocardiograma durante o exercício pode apresentar algumas anomalias. Figura 3.9 mostra as modificações eletrocardiográficas anormais mais frequentes durante o exercício.

- Onda P:
 - Pode indicar disfunção ventricular esquerda;
- Segmento PR:
 - Avaliação ainda indefinida;
- Onda Q:
 - A diminuição de amplitude ou desaparecimento durante ou após o exercício poderiam indicar isquemia septal, em populações selecionadas. O aparecimento de vetores septais contralaterais de isquemia, somados aos

vetores opostos de despolarização septal normal, resultariam em diminuição ou desaparecimento do vetor resultante final. De pequeno valor quando a deflexão é analisada isoladamente, não deve ser avaliada em portadores de bloqueio de ramo, região acometida de infarto do miocárdio ou síndrome de pré-excitação. Da mesma forma, a diminuição ou desaparecimento de Q associa-se a desnivelamentos verdadeiros positivos de ST, enquanto seu aumento aos falso-positivos;

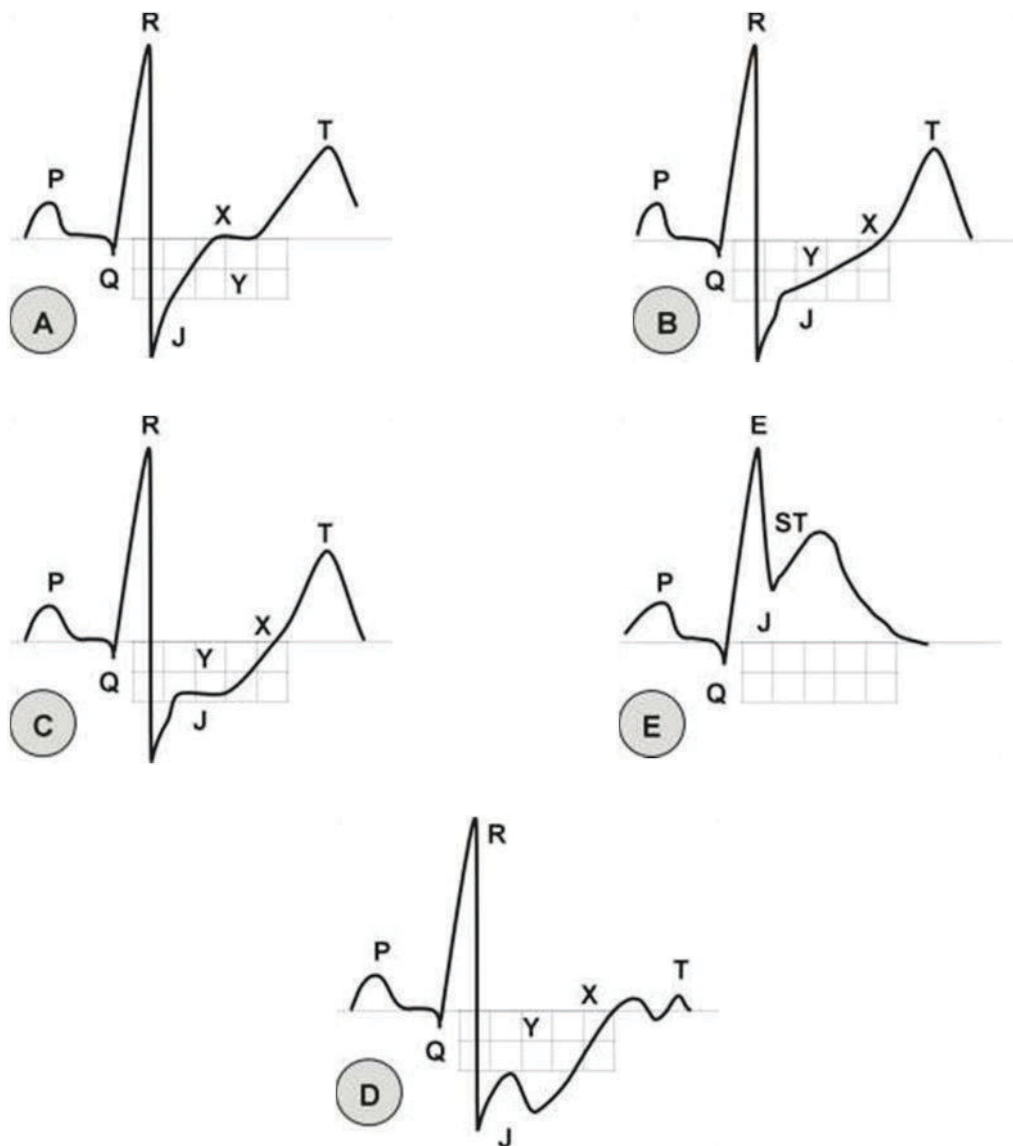


Figura 3.9 - Modificações eletrocardiográficas anormais mais frequentes durante o exercício
 - A) resposta normal de segmento ST, com rápido retomo a linha de base; B) infradesnível ascendente de ST; C) infradesnível horizontal de ST; D) infradesnívelamento descendente de ST, aferido a partir do ponto J; E) supradesnivelamento de ST(CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995)

- Onda R:
 - Tem sua amplitude afetada por um grande número de fatores, sendo atualmente sem valor diagnóstico seu comportamento frente ao exercício;
- Onda S:
 - Sem valor específico para o diagnóstico de isquemia durante o exercício;
- Segmento ST:
 - Os deslocamentos negativos e positivos, visualizado pelo observador em relação à linha de base do ECG, são as manifestações mais frequentes relacionadas à isquemia do miocárdio;
- Infradesnívelamento:
 - É a mais comum das manifestações de isquemia induzida pelo exercício, apresentando-se morfológicamente sob três formas: horizontal, descendente e ascendente lento. Sua quantificação tem sido definida de várias maneiras, encontrando valores discriminativos diferentes para as populações estudadas. No meio médico, de modo a se definir uma melhor relação custo-benefício para o procedimento, foram normatizadas as alterações com os seguintes valores: horizontal = 1 mm (0,10 mV) ou mais, medido na origem do segmento ST (ponto J) e com uma duração 0,08s (80ms) 17; descendente = 1 mm (0,10 mV) ou mais, medido na origem do segmento ST (ponto J) 17; ascendente lento = 1,5mm (0,15mV) ou mais, medido no ponto Y (80ms após o ponto J) 31;
- Infradesnívelamento no período pós-esforço (recuperação):
 - Valorizado atualmente de maneira semelhante às alterações observadas no esforço, sendo que a recuperação ativa (caminhada após o esforço máximo) pode mascarar as alterações de ST nesta fase;
- Supradesnívelamento:
 - Achado pouco frequente, com sua prevalência na dependência da população testada. É de ocorrência comum em pacientes com infarto agudo do miocárdio e onda Q e, à semelhança da depressão de segmento ST, é quantificado como resposta anormal o desvio positivo 1 mm (medido ao nível da junção J/ST) em relação à linha de base imaginária que une a junção PQ de pelo menos dois complexos QRS sucessivos. Apresenta implicações totalmente diferentes de acordo ao modo e local de ocorrência: em derivações com a presença de onda Q (zona inativa), associa-se a movimento discinético ventricular esquerdo induzido ou agravado pelo esforço, relacionado a áreas acinéticas, discinéticas ou aneurismas ventriculares. Achado frequente em portadores de infarto anterior prévio 32; em derivações sem a presença da onda Q, associa-se à

isquemia transmural grave, relacionada a lesões de tronco de coronária esquerda ou proximais, frequente comprometimento da artéria descendente anterior), ou ainda, a espasmo coronariano 33;

- Onda T:
 - Atualmente as alterações encontradas durante e após o exercício são consideradas inespecíficas e sem valor diagnóstico definitivo para isquemia miocárdica;
- Onda U:
 - É dificilmente observada durante o esforço. É melhor evidenciada, com a diminuição da frequência cardíaca, no período de recuperação. A inversão de polaridade determina alta especificidade para detecção de lesão em artéria descendente anterior.

CAPÍTULO IV

DEFICIÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES

Pessoas com deficiência, geralmente desenvolveram tal limitação devido a uma lesão medular (Fig. 4.1), a qual pode ser definida como um distúrbio devido a lesões que interrompem a transmissão dos sinais nervosos entre o cérebro e órgãos periféricos, e assim podem causar paraplegia ou tetraplegia (APPLE, 1996).

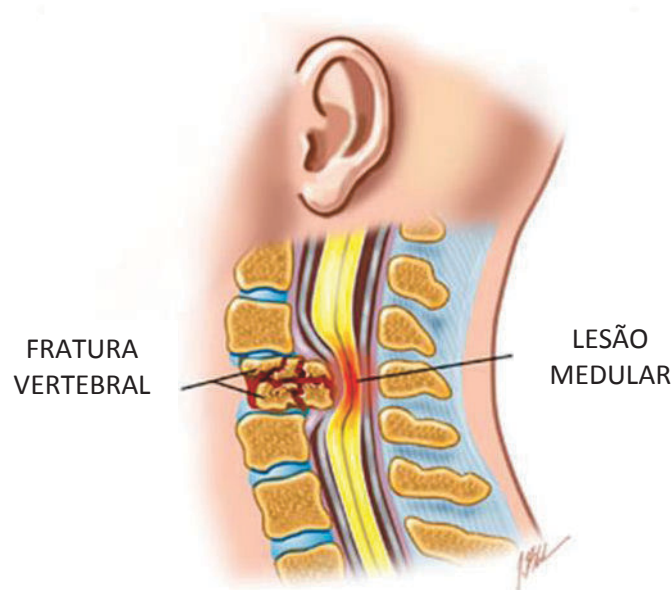


Figura 4.1 – Representação da lesão medular. (Adaptado de MCKINLEY, 2013)

De forma sucinta, paraplegia é a deficiência cuja medula é lesionada a nível lombar ou torácico (Fig. 4.2). A pessoa pode perder a coordenação-motora e sensibilidade dos membros inferiores, porém mantém o controle do tronco e dos membros superiores. O tetraplégico é aquele que tem a medula lesionada a nível cervical o pode perder a mobilidade dos membros inferiores e superiores. Além disso, tanto a paraplegia quanto a tetraplegia podem ser geradas por lesão completas (rompimento total) ou incompletas (rompimento parcial) da medula, o que

explica as diferentes capacidades e sensibilidades de pessoal com lesão na altura da mesma vértebra (MCKINLEY, 2013).

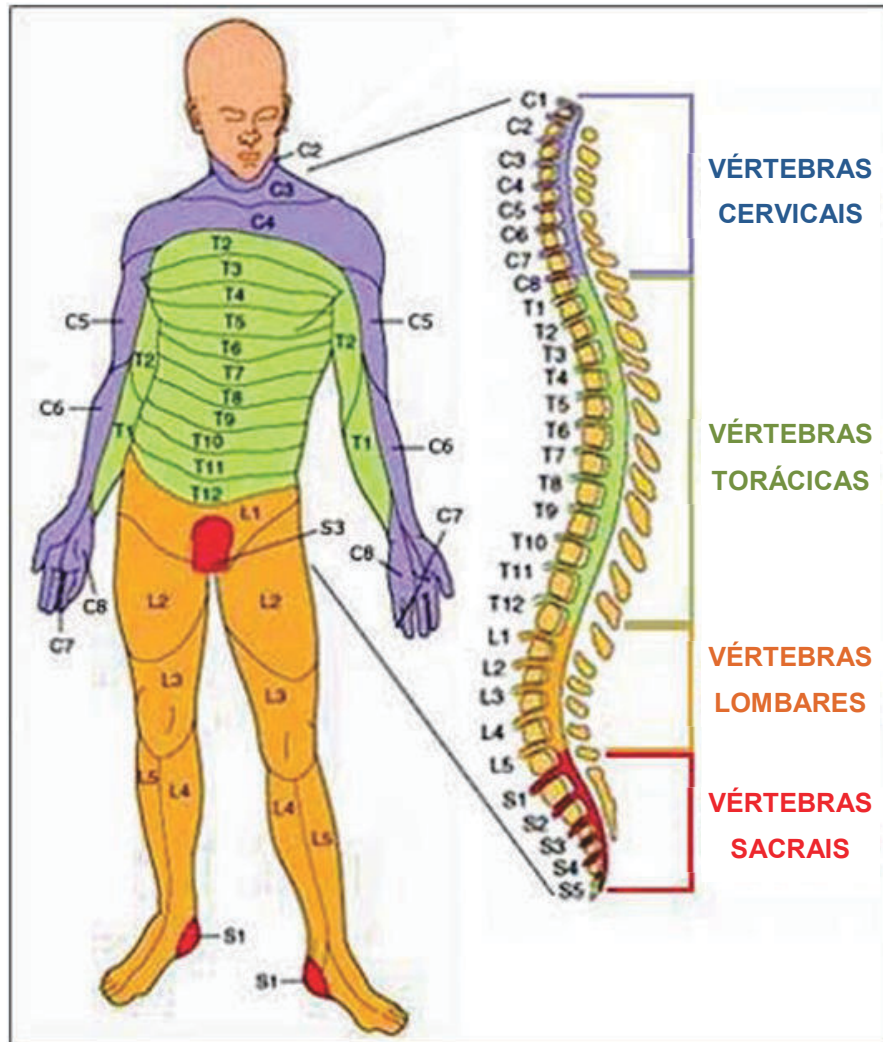


Figura 4.2 – Representação da classificação das divisões da medula. (Adaptado de MCKINLEY, 2013)

Conhecer a fisiologia do exercício é primordial para a geração de estratégias para criar a atividade física ideal entre os indivíduos com paralisia de membros inferiores devido à lesão medular. É preciso considerar déficits específicos como, cardiovascular, respiratório e neuromuscular.

Em 1972, os indivíduos com níveis de lesão superior a T6 foram fortemente desencorajados pelas autoridades médicas de participar de treinamentos de resistência devido às suspeitas de riscos médicos associados com a deficiência, afirma Apple (1996). Mais recentemente, no entanto, as respostas fisiológicas ao exercício em pessoas com lesão medular têm sido amplamente pesquisadas.

Ainda segundo Apple (1996), as respostas fisiológicas para se criar o exercício a ser realizado por pessoas com lesão medular, pode ser bastante diferente dos exercícios para braço ou perna em indivíduos sem deficiência, e sendo assim, as atividades devem ser projetadas para refletir essas diferenças.

Normalmente para sua locomoção em cadeiras de rodas e outras atividades da vida diária, os indivíduos com paralisia de membros inferiores, devido à lesão medular, usam os braços. Entretanto, alguns parâmetros fisiológicos, como a massa muscular pequena da qual há controle, além de respostas cardiovasculares deficientes e uma inatividade da massa muscular das pernas (resultado de uma desaceleração da circulação), como afirma Figoni (1993), pode reduzir significativamente a capacidade de realização de trabalho com o braço. Evidentemente, a fraqueza muscular e o surgimento precoce de fadiga desencorajam um estilo de vida ativo, uma vez que se torna mais estressante realizar atividades. Consequentemente, o sedentarismo agrava a situação, pois progressivamente a força muscular e aptidão cardiorrespiratória diminuem, e assim é gerado um ciclo débil difícil de reverter. No entanto, segundo Glaser (1993) para os usuários de cadeiras de rodas, com lesão medular, que mantêm um estilo de vida mais ativo, participando regularmente de atividades e esportes, tem-se um aumento da sua força muscular, aptidão cardiorrespiratória e desempenho físico em níveis bem acima dos indivíduos sedentários.

4.1. Exercício e Lesão Medular

O incentivo a realização de atividade física tem sido uma preocupação de muitos anos. É fato a existência de um grande número de estudos para avaliar os benefícios da aptidão física em indivíduos sem deficiência, bem como em indivíduo com disfunção cardiopulmonar e doença vascular periférica. Segundo Ellestad (2003), as respostas para o exercício aeróbico crônico englobam, mas não estão limitados, à hipertrofia do músculo cardíaco (alargamento) (Fig. 4.3), diminuição do tempo de recuperação para frequência cardíaca de repouso, diminuição do colesterol total e HDL, diminuição do risco cardíaco, aumento da autoestima e controle do peso corporal.

CORAÇÃO SEM CONDICIONAMENTO**CORAÇÃO CONDICIONADO**

Figura 4.3 - Hipertrofia do músculo cardíaco. (Adaptado de ELLESTAD, 2003)

Do mesmo modo, benefícios da aptidão física em indivíduos com deficiência são da mesma importância, apesar dos muitos fatores que limitam a sua capacidade de exercer atividades, como disfunção do sistema nervoso autônomo e disfunção motora. Em contrapartida, inatividade e o repouso resultam em complicações diversas, tais como reduções do volume total de sangue, do consumo de oxigênio, do volume sistólico e do débito cardíaco. Estes, por sua vez, resultam em uma diminuição da tolerância ao exercício, como afirma Rogers (1996), e assim gerando um ciclo difícil de ser interrompido.

O potencial dos indivíduos com lesão medular para o exercício é ainda mais limitado por fatores particulares causados pela deficiência. Quanto maior o grau da lesão na medula e o número de músculos esqueléticos que são paralisados, menor será o funcionamento da massa muscular e da capacidade de exercício, e como já citado, a imobilização dos membros inferiores podem precipitar a estase venosa (paralisação ou redução do fluxo de sangue) e como a massa muscular nos membros superiores é relativamente pequena, esta pode fadigar rapidamente por causa do fluxo inadequado de sangue.

Não obstante, estudos mostraram que pessoas com lesão medular que estão envolvidos em exercícios regulares mostram ganhos psicológicos. Segundo Apple (1996) tais indivíduos tiveram um melhor estado de espírito, uma redução de ansiedade e depressão, e um aumento de autoestima e sentimentos de uma maior auto eficácia, além de ganhos sociológicos com novas experiências, novas amizades e uma reversão do processo de censura.

4.2. Teste Ergométrico em Portadores de Deficiência de Membros Inferiores

Devido à paralisia de membros inferiores, modos alternativos de teste ergométrico devem ser utilizados, ou seja, ergômetros que usam a musculatura dos membros superiores.

Ou seja, a grande maioria dos testes ergométricos realizados por estes indivíduos são feitos atualmente, em adaptações de ergômetros para membros inferiores. Cicloergômetros,

por exemplos, são ajustados para a realização de teste ergométrico de membros superiores, como mostra a Fig. 4.4. Uma grande desvantagem desta adaptação é que ele requer diferentes movimentos comparados à propulsão de uma cadeira de roda, além disso, requer um aperto de mão forte, o que é difícil para algumas pessoas com deficiência.

Segundo Morrison (1996), ao contrário do cicloergômetro adaptado, um ergômetro de cadeira de rodas, como citado anteriormente e que pode ser visto na Fig. 3.3, tem a vantagem da especificidade devido ao seu funcionamento, que é semelhante à de uma cadeira de rodas.

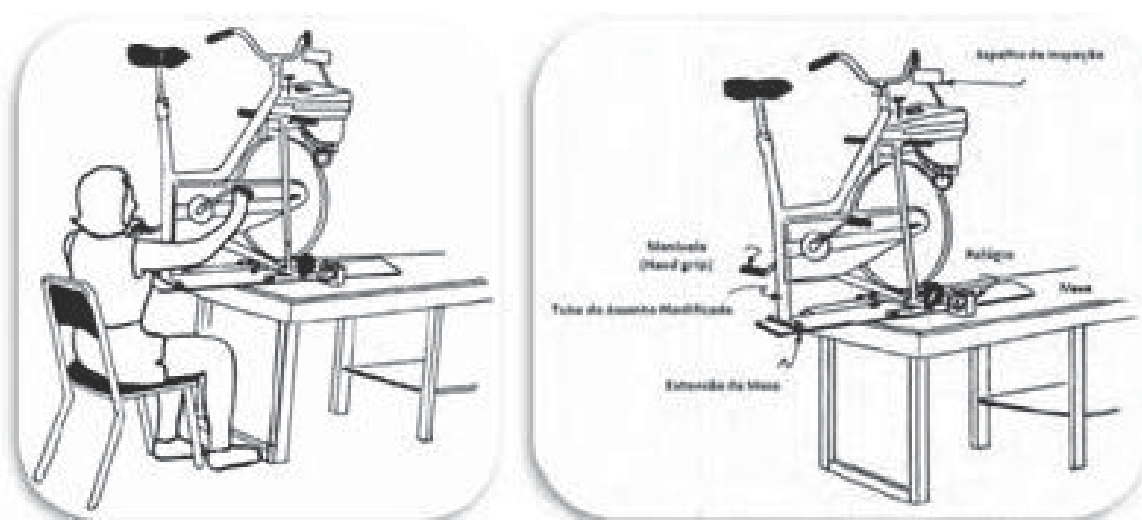


Figura 4.4 - Modelo de adaptação de uma bicicleta ergométrica em ergômetro de braço proposto. (NOVAIS, 2009)

A comparação dos resultados dos testes dos ergômetros dos membros superiores para os indivíduos com lesão medular mostra diferenças nos parâmetros fisiológicos alcançados.

Segundo Wiks et al. (1978), em determinada potência, os indivíduos apresentam uma diminuição do débito cardíaco, tanto devido a uma frequência cardíaca, quanto a um volume sistólico mais baixo, ao usar o ciclo ergômetro comparado a um ergômetro de cadeira de rodas.

4.2.1. Protocolo para o Teste Ergométrico

Segundo Meneghelo et al. (2010) os protocolos para o teste ergométrico em pessoas com deficiência devem ser os mesmos protocolos usados para cicloergômetros, com a ressalva de que o acréscimo de carga deve ser a metade do valor previsto. No entanto, alguns fatores mostraram que essa talvez não seja a melhor opção para a realização do teste

ergométrico em pessoas com deficiência, além disso, Meneghelo et al. (2010) se refere apenas a cicloergômetros adaptados, na recomendação do protocolo.

Apple (1996), afirma que os mesmos princípios usados para o teste ergométrico com membros inferiores em pessoas sem deficiência, podem ser utilizados para testes de esforço em pessoas com deficiência, contudo o comportamento fisiológico não é o mesmo e uma adaptação não parece ser muito pertinente. Tais testes como já mencionados anteriormente, são teste com intensidade progressiva, e com critérios de ponto final de esforço submáximo ou máximo, além disso, podem ser de trabalho contínuo ou descontínuo. Apple (1996) recomenda que sejam usados protocolos submáximos descontínuos, uma vez que eles são relativamente seguros, confortáveis e fáceis de administrar.

CAPÍTULO V

EQUIVALENTE METABÓLICO E O PROTOCOLO ERGOMÉTRICO

Equivalente metabólico (do inglês *metabolic equivalent of task* – MET) é a relação entre a energia gasta durante a atividade física em comparação com a energia gasta durante o repouso. Ou seja, 1 MET é assumido para igualar a quantidade de energia gasta durante 1 min em repouso, que é aproximadamente 3,5 ml de oxigênio por quilo de peso corporal por minuto (3,5 ml / kg / min) ou 1,2 kcal por minuto para uma pessoa com 70 kg. Um MET equivale, portanto, a sua taxa metabólica de repouso, como afirma Myers et al. (1994). O MET para uma atividade física qualquer pode ser calculado da seguinte forma:

$$MET = \frac{\dot{V}O_2 \text{ (mL / kg / min)}_{\text{Exercício}}}{\dot{V}O_2 \text{ (mL / kg / min)}_{\text{Descanso}}} \quad (5.1)$$

Onde:

$\dot{V}O_2$ Exercício-é o consumo de oxigênio medido durante a atividade.

$\dot{V}O_2$ Descanso- é o consumo de oxigênio medido durante o repouso.

Investigações recentes (COLLINS, 2010), sugerem que o teste de esforço pode ser otimizado pela individualização de um protocolo, de acordo com o objetivo do teste e da pessoa testada. Isso requer um pouco de conhecimento da capacidade de exercício do paciente antes de iniciar o teste.

Alguns questionários foram desenvolvidos para avaliar a capacidade física de indivíduos com doença cardiovascular o que funciona como um fator importante para um prognóstico destas pessoas. Estes questionários também podem ser usados para pessoas assintomáticas.

Dentre estes questionários pode-se destacar o *Veterans Specific Activity Questionnaire* (VSAQ), desenvolvido por Myers et al. (1994) que estima a capacidade física em METs associada a sintomas de doenças cardiovasculares.

Consiste em uma lista de atividades de ordem progressiva de intensidade de acordo com os METs (Anexo 1). Os pacientes foram orientados, antes do teste de esforço, a determinar qual(is) das atividades listadas no questionário causam sintomas como fadiga, dor no peito e falta de ar. O resultado obtido com a aplicação do VSAQ foi, em seguida, corrigido para a idade, por meio do emprego de um nomograma (Anexo 2), desenvolvido a partir da Eq. (5.2), que leva em conta a idade e o METs apontado pelo VSAQ, e assim indica a capacidade prevista do exercício.

$$MET_{PREVISTO} = 4.74 + 0.97 * (VSAQ) - 0.06 * (IDADE) \quad (5.2)$$

Pode-se destacar ainda que, além de melhorar a previsão da capacidade do exercício, o objetivo específico de Myers et al. (1994) foi usar esta informação para estabelecer protocolos de rampa individualizados que derivam da capacidade de exercício máximo previsto.

No entanto, as atividades previstas por Myers et al. (1994) são atividades do cotidiano norte americano, com essa visão Domingues (2010), realizou uma adaptação cultural e validação do VSAQ para população brasileira com sintomatologia cardiovascular.

Contudo, todas as análises realizadas através do equivalente metabólico foram fundamentadas no comportamento fisiológico de pessoas sem deficiência. Sabe-se, (COLLINS et al., 2010), que indivíduos que sustentam uma lesão medular tornam-se mais sedentários. A perda de massa muscular e tecido metabolicamente ativo ao longo do tempo está associada a uma diminuição crônica em gasto energético diário.

Embora alguns questionários, como Rimmer et al. (2001), foram desenvolvidos para medir a capacidade física de indivíduos com lesão medular, eles não foram projetados para estimar o gasto energético.

Dadas as alterações anatômicas e fisiológicas únicas que são secundárias à paralisia e que a maioria das atividades físicas são realizadas a partir de uma posição sentada ou na cadeira de rodas, Collins et al. (2010) afirma que os valores dos gastos energéticos apresentados em compêndios existentes são inadequados e não podem ser utilizados por clínicos ou pesquisadores para medir os níveis de atividade/estimativa em indivíduos com lesão medular.

Segundo Lee et al. (2010), que realizou testes de gasto energético em pessoal com lesão medular na tentativa de gerar um compêndio de atividades físicas, o valor do equivalente metabólico para estes indivíduos é diferente do MET para pessoas sem deficiência, este afirma que 1 MET equivale a 3,1 ml / kg / min em pessoas com deficiência, no entanto em seu

estudo Lee et al. (2010) utilizou uma população pouco diversificada onde a maioria dos indivíduos testados apresentavam lesão em nível T7.

Collins et al. (2010) realizou um estudo mais completo e analisou uma população com maior diversidade, desde níveis mais altos de lesão, como C5 a níveis mais baixos como L4. Em seus resultados Collins et al. (2010) constatou que o consumo de oxigênio para os participantes em uma média geral foi 23% menor comparado a pessoas sem deficiência, ou seja, foi determinado que 1 MET equivale a 2,7 ml / kg / min em pessoas com deficiência. Nos seus estudos pode-se perceber ainda que quanto mais alto o nível da lesão menor é este consumo comparado a lesões com níveis mais baixos.

Nos cálculos feitos neste trabalho, o valor escolhido do gasto energético para pessoas com deficiência foi o de 1 MET equivalente a 2,7 ml / kg / min.

CAPÍTULO VI

METODOLOGIA

O ergômetro de cadeira de rodas é um equipamento muito específico, sendo assim também requer um protocolo muito próprio para a realização do teste cardíaco, como já discutido anteriormente, o uso de adaptações de protocolos existentes para pessoas sem deficiência e para ergômetros com movimentos motores incomuns, é algo muito divergente e inapropriado para este fim.

A metodologia utilizada neste trabalho foi baseada em princípios para realização de testes ergométricos em pessoas sem deficiência, no entanto a maior preocupação voltou-se para sempre buscar o comportamento fisiológico das pessoas com deficiência.

Uma vez que foi comprovado que há diferenças no gasto energético entre pessoas com deficiência e sem deficiência, este foi o ponto de partida para o desenvolvimento de um protocolo personalizado para o ergômetro de cadeira de rodas, além disso, Myers et al. (1994) teve grande sucesso ao utilizar o equivalente metabólico para a geração de protocolos individuais para esteira rolante, o que fortaleceu tal pensamento.

Em análise ao compêndio (Anexo 3) desenvolvido por Collins et al. (2010) é notório o aumento do MET com o aumento de esforço em cada atividade, a aplicação deste conceito será a base do protocolo deste trabalho.

Antes disso, vale ressaltar alguns requisitos para a estruturação de um protocolo, os quais segundo Ellestad (2003) são:

- Monitoramento contínuo do ECG.
- Cópia impressa gravação de ECG quando desejado, de preferência várias derivações simultâneas antes, durante e após o exercício e em intervalos de 1 minuto durante o exercício.
- Um tipo de atividade que pode ser executada por sedentários, pouco desenvolvida, bem como pelo atleta treinado.

- A carga de trabalho que pode ser variada de acordo com a capacidade do indivíduo, mas é padronizado o suficiente para gerar resultados reproduzíveis e permitir a comparação com outros pacientes avaliados.
- Medições de pressão arterial freqüentes antes, durante e após o exercício.
- Uma forma de estimar as exigências aeróbica dos indivíduos avaliados.
- Máxima segurança e desconforto mínimo para cada indivíduo avaliado.
- A maior especificidade possível e sensibilidade na discriminação entre saúde e doença.
- Um corpo de informação suficiente disponível para que as respostas de indivíduos, normais e cardíacos, possam ser identificadas.
- A primeira etapa tenha tempo suficiente para que ocorra o aquecimento.
- Um procedimento curto o suficiente para ser prático.

6.1. Tipo de Protocolo

A escolha do tipo de protocolo foi feita a partir de recomendações e análises de protocolos existentes. O tipo de protocolo escolhido foi o protocolo escalonado, pois como afirma Meneghelo et al. (2010), apesar do protocolo de rampa permitir um aumento constante e gradativo de trabalho, a grande dificuldade de sua utilização é a estimativa do limite máximo de esforço suportado pelo paciente. Além disso, a correta aplicação desse tipo de protocolo depende da experiência do médico/executor do teste. Por outro lado, o protocolo escalonado não precisa de uma estimativa de limite máximo, apenas valores pertinentes de acréscimo de trabalho entre cada estágio.

Glaser (1996) recomenda que um protocolo adequado para pessoas com deficiência deve ter blocos de exercícios que são de 4-6 minutos de duração, separados por 5-10 minutos de descanso. Ainda afirma que a velocidade de propulsão normalmente é mantida constante com velocidade de 3-5 quilômetros por hora, dado o raio do aro de propulsão equivale a cerca de 30-50 rotações por minuto, enquanto a resistência é aumentada para elevar o nível de potência (PO). Esta potência equivale à resistência a ser empregada no ergômetro, a Eq. (6.1) mostra tal princípio.

$$W = F_r * \omega \quad (6.1)$$

Onde: W é a potência (Watt);

F_r é a torque de resistência (N.m);

ω é a velocidade (RPM).

Glaser (1996) afirma que uma PO inicial adequada seria de 5 W já que este nível é frequentemente encontrado durante a locomoção para cadeira de rodas do dia a dia, sendo que incrementos de progressão na PO de 5-10 W para muitas pessoas, limitado a 25-35 W para testes submáximos, que são potências encontradas durante locomoção em superfícies mais heterogêneas. No entanto para indivíduos mais aptos, o incremento de PO e a PO máxima permitida podem ser maiores.

Por tudo isso, o protocolo escalonado foi escolhido como base para esse trabalho. Por conseguinte, deu-se início a escolha do número de estágios do protocolo. A maioria dos protocolos existentes apresenta um número médio de 8 estágios. O número de estágios não é o fator predominante de um teste ergométrico, mas sim a potência energética que é muito divergente entre os indivíduos. Um teste ergométrico pode ser finalizado nos estágios iniciais ou não ser completado no fim de todos os estágios, portanto o número de estágios deve ser fundamentado em valores energéticos máximos.

6.2. Número de Estágios

O número de estágios escolhidos para este trabalho limitou-se a 10 estágios, visto as limitações fisiológicas apresentadas por pessoas com deficiência e análise de outros protocolos julgou-se que este seria um limite plausível, uma vez que o acréscimo de PO entre cada estágio será diferente para cada indivíduo, como será explicado posteriormente.

6.3. Aplicativo Desenvolvido

Definido o tipo de protocolo como escalonado e o número de estágios, deu-se início a escolha do acréscimo de potência entre cada estágio e o modo de trabalho. Para isso foi criado um aplicativo, o qual em princípio foi gerado por um algoritmo na linguagem de programação *Visual Basic* da plataforma *Excel*, no entanto por fins didáticos migrou-se para um algoritmo na linguagem de programação *Matlab®*, em anexo, este é capaz de processar os dados e informar qual seria o incremento de PO para cada estágio, o fluxograma da Fig. 6.1 mostra o princípio de funcionalidade o aplicativo.

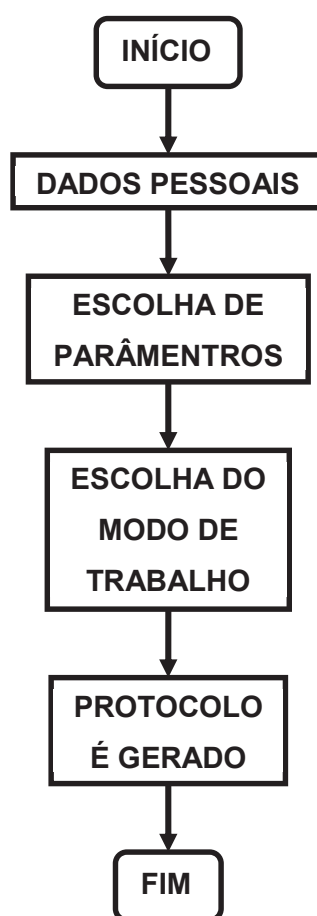


Figura 6.1 – Fluxograma da funcionalidade do aplicativo.

O programa é dividido em três etapas, a interface inicial do aplicativo pode ser vista na Fig. 6.2.

A primeira etapa do programa é composta apenas por campos para inserção de informações pessoais do indivíduo, como, nome, endereço, telefone e CPF. Além disso, os dados do profissional solicitante e do profissional realizador também devem ser informados nesta etapa, todos esses dados são para possibilitar a particularidade do teste. A Figura 6.3 mostra a janela correspondente para a adição destas informações.

Na segunda etapa é o ponto mais importante de todo o processo, nesta fase os parâmetros devem ser informados, como mostra a Fig. 6.4. Como já mencionado, os fatores que alteram o comportamento energético de cada indivíduo são a idade, condicionamento físico e no caso de pessoas portadoras de deficiência devido à lesão medular, o nível ou altura da lesão.

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA





DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA PARA TESTES ERGOMÉTRICOS EM PESSOAS COM DEFICIÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES

INTERFACE GERADORA DO PROTOCOLO

MOISÉS DE M. TORRES



SONIA A. G. OLIVEIRA

2014

SAIR

INICIAR

Figura 6.2 – Interface inicial do aplicativo.

POR FAVOR PREENCHA OS CAMPOS ABAIXO COM OS DADOS PEDIDOS

DADOS PACIENTE

NOME	<input type="text" value="JOSE MARIA"/>	NASCIMENTO	<input type="text" value="01/01/1980"/>
LOGRADOURO	<input type="text" value="RUA 2014"/>	BAIRRO	<input type="text" value="CENTRO"/>
COMPLEMENTO	<input type="text" value="CASA"/>	ESTADO	<input type="text" value="MG"/>
CIDADE	<input type="text" value="UBERLÂNDIA"/>	CEP	<input type="text" value="30000-000"/>
TELEFONE	<input type="text" value="(34) 3456-7890"/>	CPF	<input type="text" value="012.345.678-90"/>

SOLICITANTE

NOME	<input type="text" value="JOSE ANTONIO"/>	PROFISSÃO	<input type="text" value="MEDICO"/>
------	---	-----------	-------------------------------------

REALIZADOR

NOME	<input type="text" value="JOSE GERALDO"/>	PROFISSÃO	<input type="text" value="MEDICO"/>
------	---	-----------	-------------------------------------

SAIR

VOLTAR

PROSSEGUIR

Figura 6.3 – Interface para informações pessoais.

ESCOLHA OS PARÂMETROS PARA A REALIZAÇÃO DO TESTE

PARÂMETROS

IDADE	34
ALTURA DA LESÃO	TORÁCICA - T12
CONDICIONAMENTO FÍSICO	ATLETA
CARDIOPATIA PRÉ-DIAGNOSTICADA	NÃO

SAIR VOLTAR PROSSEGUIR

Figura 6.4 – Interface para informações dos parâmetros.

O acréscimo de potência entre cada estágio é definido a partir das escolhas de cada parâmetro nesta segunda etapa. A definição de fatores ligados a cada pessoa funciona como um limitador energético para o acréscimo de potência entre as escalas do teste, ou seja, uma vez definidas as condições fisiológicas de cada indivíduo podem-se determinar se ele terá condições de ser submetido a acréscimos de trabalho em níveis mais altos ou mais baixos.

Os níveis de potência acrescido em cada estágio são calculados a partir de valores de MET que correspondem a realização de uma determinada atividade. Isto é, ao se verificar compêndios que relacionam o gasto energético para cada atividade, pode-se notar que, por exemplo, atividades como lavar pratos requer 2 METs de gasto energético e andar de *Handbike* em altas velocidades pode solicitar 16 METs de gasto energético, como mostra Collins et al. (2010).

Sendo assim, era importante definir a melhor forma de elevar o gasto energético e consequentemente os batimentos cardíacos sem prejudicar o indivíduo, em outras palavras, proporcionar um esforço físico de forma gradativa. Para isso limitou-se o valor de acréscimo de METs em 3 METs para cada estágio, esse valor equivale a diferença de gasto energético entre atividades destinadas a pessoas portadoras de deficiência, como jogar tênis de mesa e jogar basquete. Além disso, pode-se observar que um valor “máximo” de MET seria aproximadamente 16 METs, assim um incremento gradual máximo de referência, como o escolhido é pertinente.

Deve-se reiterar que este é o valor máximo entre cada estágio, sendo assim é destinado a atletas. Sabe-se que, como afirma Morrison (1996), que indivíduos bem treinados apresentam, em uma mesma atividade, batimentos cardíacos mais baixos para um mesmo consumo de oxigênio. Portanto, este valor foi adotado como referência para a escolha de acréscimo de potência aos testes de outros indivíduos.

O valor de potência relacionada a cada MET foi determinado a partir de estudos realizados com pessoas em ergômetros de cadeiras de rodas. Alguns testes mostraram o consumo de oxigênio relacionado ao acréscimo de potência com velocidade constante, como mostra Glaser et al. (1979). Essa relação pode ser vista na Fig. 6.5.

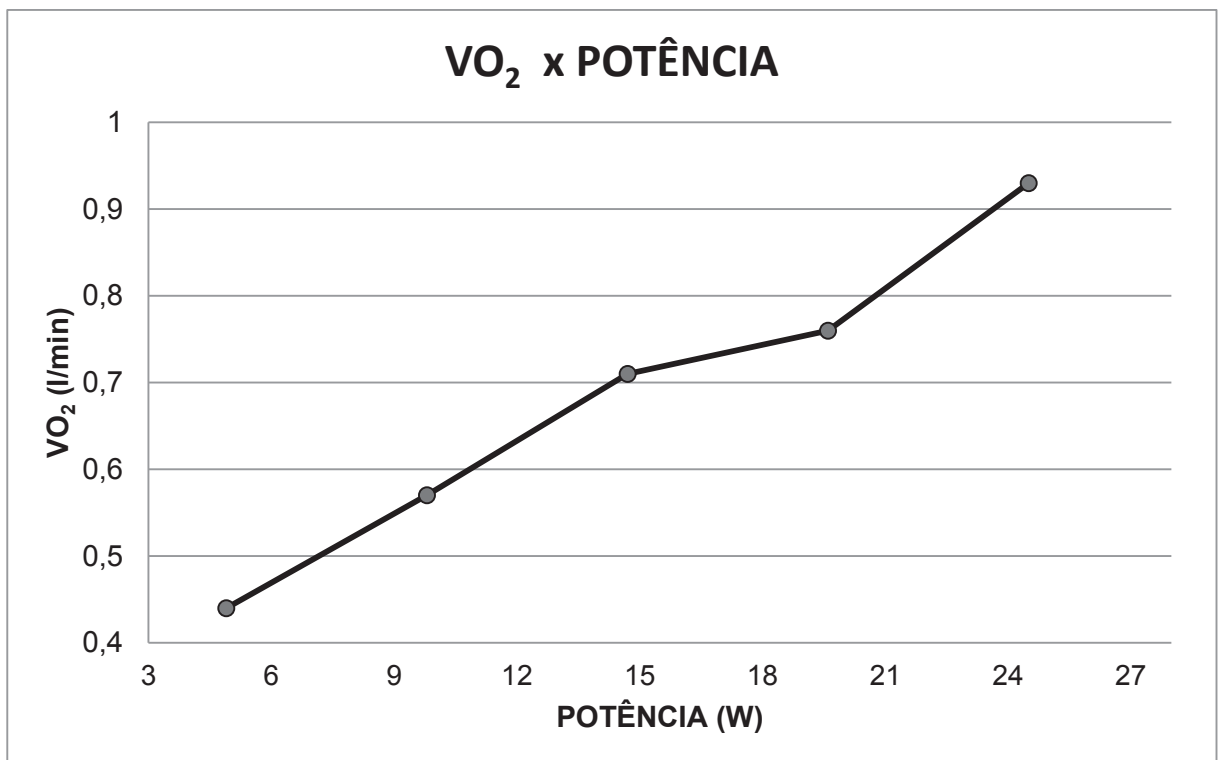


Figura 6.5 – Relação entre o consumo de oxigênio e a potência para um ergômetro de cadeira de rodas. (GLASER et al., 1979)

Dada a relação mostrada na Eq. 5.1 pode-se converter o consumo de oxigênio em MET, uma vez que $\dot{V}O_2$ para o descanso equivale a 2,7 (mL/kg/min)

Dado que o consumo de oxigênio foi fornecido em valor absoluto, adotou-se uma massa de referência no valor 85 kg, a qual corresponde a um valor aproximado da média de peso geral, para se converter em valores relativos. A escolha de uma massa fixa se deve ao fato de como o exercício será realizado sentado o paciente não sofre ação significativa do peso, assim tem-se:

Tabela 6.1 – Relação potência e MET.

POTÊNCIA (W)	$\dot{V}O_2$ (L/min)	$\dot{V}O_2$ (mL/kg/min)	MET
5	0,44	5,18	1,9
10	0,57	6,71	2,5
15	0,71	8,35	3,1
20	0,76	8,94	3,3
25	0,93	10,94	4,1

Assim:

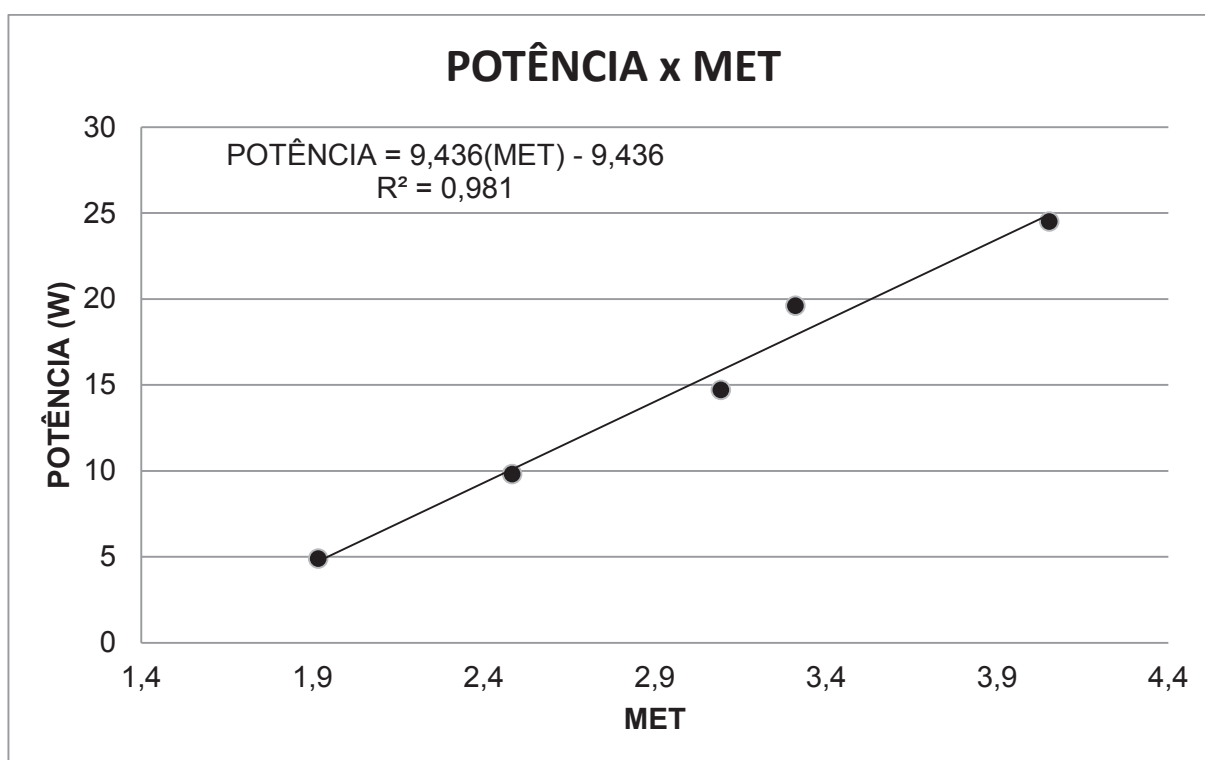


Figura 6.6 – Relação entre MET e a potência para um ergômetro de cadeira de rodas.

(Adaptado de GLASER et al., 1979)

Do gráfico da Fig. 6.6 tem-se:

$$POTÊNCIA = 9,436 * (MET) - 9,436 \quad (6.2)$$

Uma vez determinada a relação entre potência e MET pode-se retornar aos parâmetros a serem escolhidos na segunda etapa do aplicativo.

O primeiro parâmetro consiste na idade do paciente, a escolha pode ser feita a partir de dez anos de idade. Não foram encontradas restrições quanto à idade mínima para realização do teste de esforço, alguns laboratórios que realizam o teste fazem suas próprias

restrições entre 12 e 16 anos de idade. O Conselho Federal de Medicina na Resolução cfm nº 2.021/2013, afirma que é recomendável a obtenção prévia de termo de consentimento livre e esclarecido assinado pelo indivíduo ou seu representante legal, no caso de menores de 18 anos de idade.

Uma vez determinada a idade do indivíduo, é imposto apenas uma restrição, se a pessoa tem mais ou menos que 35 anos de idade, segundo Parreiras (2010) a partir desta idade temos início a manifestação de muitas doenças, sendo estas genéticas ou não, e assim é indispensável a presença de um médico durante a realização do exame.

Com essa visão, para pessoas com mais de 35 anos foi proposto uma redução no valor do MET entre cada estágio 10% em relação ao MET de referência.

Ou seja, o novo MET entre cada estágio será:

Abaixo dos 35 anos:

$$MET_I = MET_R \quad (6.3)$$

Acima dos 35 anos:

$$MET_I = 0,9 * MET_R \quad (6.4)$$

O segundo parâmetro é o nível ou altura da lesão medular, este ponto possibilita a escolha em um intervalo desde o nível L4 a C5. Lesões abaixo da L4 podem não levar a pessoa a uma dependência da cadeira de rodas e lesões acima da C5 podem impedir qualquer tipo de função motora dos membros, como afirma Mckinley (2013).

Collins et al. (2010) durante seu trabalho para o levantamento de um compêndio dividiu as pessoas em três grupos, como mostra a Tab. 6.2, isso foi feito porque estatisticamente não havia diferença de gasto energético de um nível com relação ao próximo. No entanto com divisão em grupos percebeu-se que há uma diferença por volta de 15% entre cada um, sendo assim, esse valor foi proposto como redução no MET de referência para o acréscimo de potência.

Tabela 6.2 – Divisão de grupo de pessoas portadora de deficiência devido à lesão medular. (COLLINS et al., 2010)

Grupo	Nível de lesão
Grupo 1	C5-C8
Grupo 2	T1-T8
Grupo 3	T9-L4

É pertinente ressaltar que neste instante o MET de referência é o MET_i , ou seja:

Grupo 1:

$$MET_L = 0,70 * MET_R = 0,70 * MET_i \quad (6.5)$$

Grupo 2:

$$MET_L = 0,85 * MET_R = 0,85 * MET_i \quad (6.6)$$

Grupo 3:

$$MET_L = MET_R = MET_i \quad (6.7)$$

O terceiro parâmetro a ser escolhido é o condicionamento físico apresentado por cada cliente, segundo Wiks (1979) o qual realizou um trabalho com pessoas portadoras de deficiência, que foram divididos em sedentárias e atletas, estes mostraram uma diferença de gasto energético em média de 50%.

Para este trabalho, para fins didáticos o condicionamento físico pode ser escolhido em três modos, sedentários, ativos e atletas, que foi a melhor forma de atender pessoas que não são nem sedentárias nem atletas, sendo assim foi proposto um valor de 25% de diferença entre cada grupo, neste caso tem-se:

Sedentário:

$$MET_{COND.} = 0,5 * MET_R = 0,5 * MET_L \quad (6.8)$$

Ativo:

$$MET_{COND.} = 0,75 * MET_R = 0,75 * MET_L \quad (6.9)$$

Atleta:

$$MET_{COND.} = MET_R = MET_L \quad (6.10)$$

O último parâmetro a ser escolhido, está relacionado com cardiopatias pré-diagnosticadas. Este parâmetro é acrescentado apenas como precaução para a geração do protocolo, uma diminuição de 20% do MET é introduzida neste ponto, para cardiopatas.

Cardiopatias pré-diagnosticadas:

$$MET_{CARD} = 0,8 * MET_R = 0,8 * MET_{COND} \quad (6.11)$$

Sem cardiopatias pré-diagnosticadas:

$$MET_{CARD} = MET_R = MET_{COND} \quad (6.12)$$

Uma vez determinado o valor do MET final este é substituído na equação a Eq. 6.2, e assim o acréscimo de potência entra cada estágio do protocolo é determinado:

$$POTÊNCIA = 9,436 * (MET_{CARD}) - 9,436 \quad (6.13)$$

Finalizada a segunda etapa do aplicativo, a terceira etapa, Fig.6.7, consiste na escolha do modo de trabalho, ou seja, se o protocolo será contínuo ou descontínuo. A possibilidade de escolha do modo de trabalho é possível porque segundo alguns autores como, Whiting et al. (1984) e Rasehe et al. (1993), mantendo uma velocidade constante, nenhuma diferença significativa na frequência cardíaca, pressão arterial sistólica, consumo de oxigênio, dentre outros foi encontrada, como mostram as Fig. 6.8 e Fig. 6.9. Sendo assim fica a critério do realizador do teste a escolha do modo de trabalho.

POR FAVOR ESCOLHA O MODO DE TRABALHO PARA A GERACAO DO PROTOCOLO

DADOS DO PACIENTE

NOME IDADE

PARÂMETROS ESCOLHIDOS

ALTURA DA LESÃO

CONDICIONAMENTO FÍSICO

CARDIOPATIA PRÉ-DIAGNOSTICADA

ESCOLHA O MODO DE TRABALHO

TESTE CONTÍNUO **TESTE DESCONTÍNUO**

SAIR **VOLTAR** **PROSSEGUIR**

Figura 6.7 – Interface para escolha do modo de trabalho.

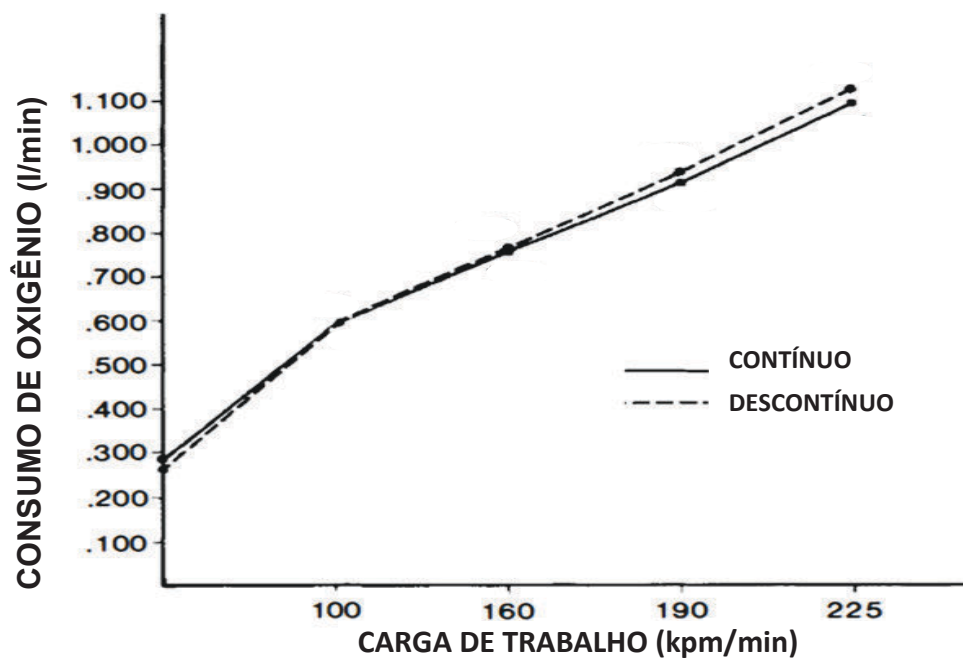


Figura 6.8 – Relação entre consumo de oxigênio e potência para protocolo contínuo e descontínuo. (Adaptado de WHITING et al., 1984)

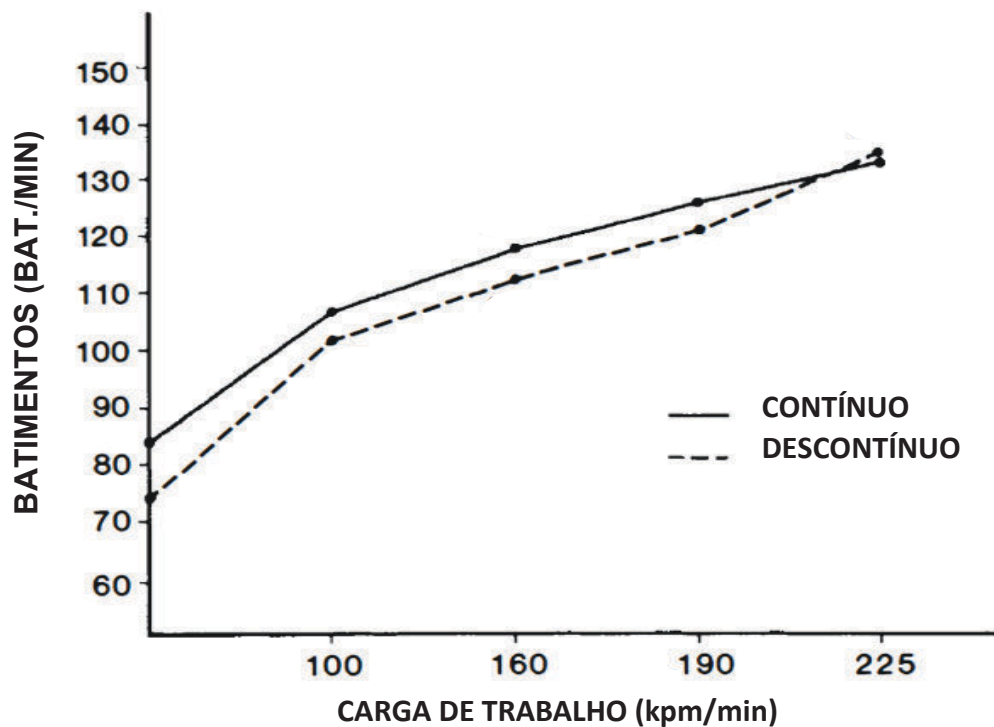


Figura 6.9 – Relação entre batimento cardíaco e potência para protocolo contínuo e descontínuo. (Adaptado de WHITING et al., 1984)

Evidentemente, ambos os modos podem ser usados para a realização do teste, a escolha ficara a critério do realizador. Pode-se considerar a facilidade na coleta de informação para tal decisão.

Por fim, uma vez escolhido o modo de trabalho o protocolo é gerado. Primeiramente exibido em uma janela onde é apresentado um gráfico para uma melhor visualização, como mostram as Fig. 6.10 e Fig. 6.11, pode-se observar na Fig. 6.11 que o intervalo estabelecido para o modo de trabalho descontínuo ficou fixado em 3 min, este valor foi escolhido a partir de recomendações e estudos, como pode ser visto em Whiting et al. (1984), Rasehe et al. (1993) e Glaser (1996).

Posteriormente, uma nova interface para a realização do teste é gerada e o protocolo está pronto para ser empregado, como mostram as Fig. 6.12 e Fig. 6.13, nesta interface final, novas informações podem ser observadas, como a frequência cardíaca máxima e submáxima esperada para cada pessoa, os valores de frequência cardíaca foram baseados no trabalho realizado por Wilson e Tanaka (2000), o qual afirma que há diferenças nos batimentos cardíacos previstos para sedentários, ativos e atletas pela Eq. 6.14, 6.15 e 6.16.

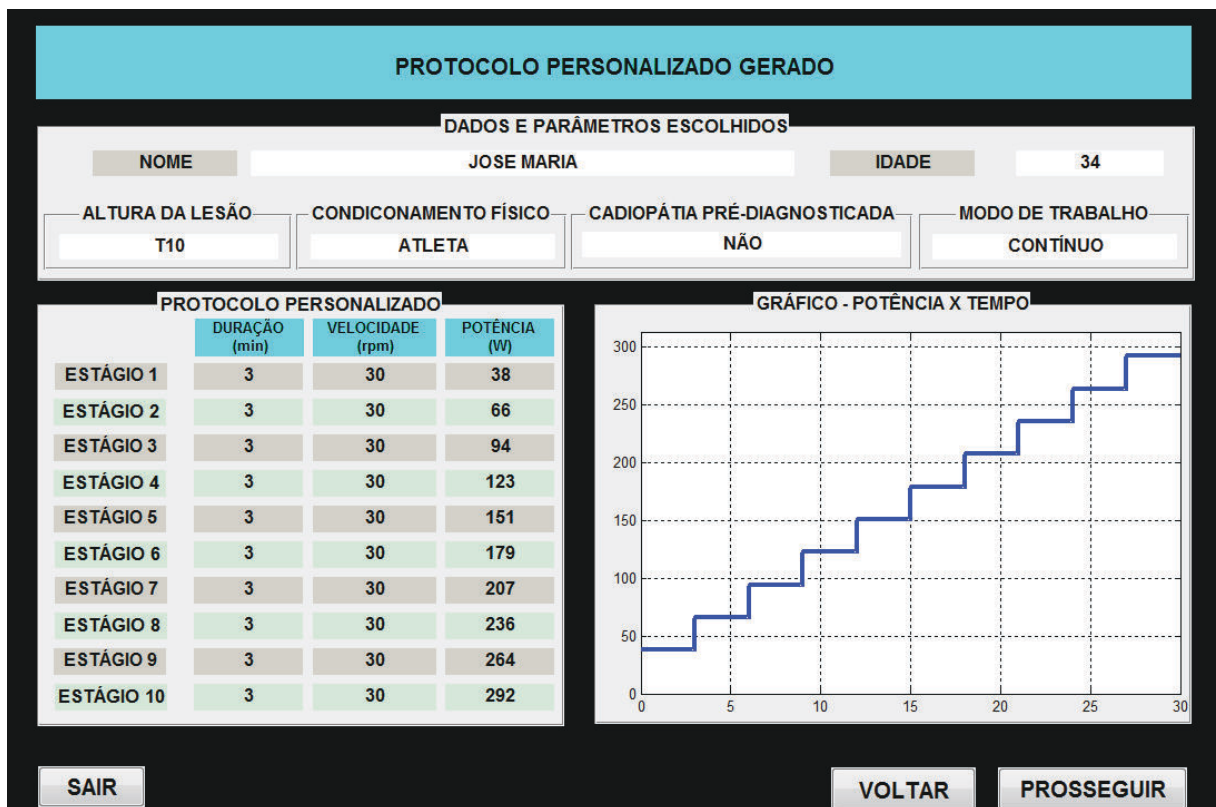


Figura 6.10 – Interface com gráfico para o protocolo personalizado contínuo.



Figura 6.11 – Interface com gráfico para o protocolo personalizado descontínuo.

PROTOCOLO PERSONALIZADO GERADO

DADOS E PARÂMETROS ESCOLHIDOS

NOME: JOSE MARIA IDADE: 34

ALTURA DA LESÃO: T10 CONDICIONAMENTO FÍSICO: ATLETA CADIOPÁTIMA PRÉ-DIAGNOSTICADA: NÃO MODO DE TRABALHO: CONTÍNUO

PROTOCOLO PERSONALIZADO

	DURAÇÃO (min)	VELOCIDADE (rpm)	POTÊNCIA (W)
ESTÁGIO 1	3	30	38
ESTÁGIO 2	3	30	66
ESTÁGIO 3	3	30	94
ESTÁGIO 4	3	30	123
ESTÁGIO 5	3	30	151
ESTÁGIO 6	3	30	179
ESTÁGIO 7	3	30	207
ESTÁGIO 8	3	30	236
ESTÁGIO 9	3	30	264
ESTÁGIO 10	3	30	292

BATIMENTOS ESPERADO

MÁXIMO: 184

SUBMÁXIMO: 156

ALTERAR ACRÉCIMO DE POTÊNCIA

VALOR ATUAL (W): 28

NOVO VALOR (W):

- +

ALTERAR

SAIR VOLTAR EXPORTAR DADOS

Figura 6.12 – Interface com batimentos para o protocolo personalizado contínuo.

PROTOCOLO PERSONALIZADO GERADO

DADOS E PARÂMETROS ESCOLHIDOS

NOME: JOSE MARIA IDADE: 34

ALTURA DA LESÃO: T10 CONDICIONAMENTO FÍSICO: ATLETA CADIOPÁTIMA PRÉ-DIAGNOSTICADA: NÃO MODO DE TRABALHO: DESCONTÍNUO

ATENÇÃO

ENTRE CADA ESTÁGIO REALIZAR UM INTERVALO DE 3 MINUTOS.

PROTOCOLO PERSONALIZADO

	DURAÇÃO (min)	VELOCIDADE (rpm)	POTÊNCIA (W)
ESTÁGIO 1	3	30	38
ESTÁGIO 2	3	30	66
ESTÁGIO 3	3	30	94
ESTÁGIO 4	3	30	123
ESTÁGIO 5	3	30	151
ESTÁGIO 6	3	30	179
ESTÁGIO 7	3	30	207
ESTÁGIO 8	3	30	236
ESTÁGIO 9	3	30	264
ESTÁGIO 10	3	30	292

BATIMENTOS ESPERADO

MÁXIMO: 184

SUBMÁXIMO: 156

ALTERAR ACRÉCIMO DE POTÊNCIA

VALOR ATUAL (W): 28

NOVO VALOR (W):

- +

ALTERAR

SAIR VOLTAR EXPORTAR DADOS

Figura 6.13 – Interface com batimentos para o protocolo personalizado descontínuo.

Sedentário:

$$BATIMENTO_{MAX} = 211.9 - 0,81 * IDADE \quad (6.14)$$

Ativo:

$$BATIMENTO_{MAX} = 206.8 - 0,67 * IDADE \quad (6.15)$$

Atleta:

$$BATIMENTO_{MAX} = 205.6 - 0,63 * IDADE \quad (6.16)$$

Vale ressaltar que Wilson e Tanaka (2000), destacam que são valores previstos e podem variar em até 20% de uma pessoa para outra. Outra informação importante é que, esta previsão leva em conta apenas idade e condicionamento físico, não foram encontrados trabalhos que relacionassem também o nível da lesão com uma previsão de batimentos cardíacos.

Rogers (1996) faz uma observação muito pertinente quanto a este tema, ele diz que o fluxo para o coração é inervado entre T3 e T5. Portanto, os indivíduos com lesão medular acima T5 podem perder ou prejudicar o fluxo simpático para o coração. Sendo assim, ao testar os indivíduos neste nível da lesão, um aumento da carga de trabalho não resulta necessariamente em um aumento equivalente da frequência cardíaca. Evidentemente, a resposta da frequência cardíaca não deve ser o único dado analisado devido a intensidade do exercício para a população com lesão medular acima do nível do T5.

Esta última interface também possibilita o aumento de forma manual do acréscimo de potência entre cada estágio, uma vez que como já destacado anteriormente, a divergência do comportamento fisiológico de uma pessoa para outra não é descartável.

Como última funcionalidade do aplicativo é possível exportar para uma planilha em *Excel* as informações inseridas e o protocolo gerado, como mostra o apêndice 1.

CAPÍTULO VII

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Primeiramente foi feita a análise de resultados referente à validação do protocolo gerado pelo aplicativo criado em linguagem Matlab®. Validado o aplicativo, foram indicadas as características que deveria ter um ergômetro para deficientes de membros inferiores, que possibilite atender de forma pertinente as necessidades para a realização do teste.

7.1. Validação do Aplicativo

Para validação do aplicativo foram feitos cálculos manuais e comparados com o protocolo proposto pelo aplicativo.

Um exemplo destes cálculos pode ser visto a seguir, usando os dados da Tab.7.1.

Tabela 7.1 – Dados para simulação da geração do protocolo.

PARÂMETROS	
IDADE	30
ALTURA DA LESÃO	T8
CONDICIONAMENTO FÍSICO	ATIVO
CARDIOPATIA PRÉ-DIAGNOSTICADA	NÃO

Pela Eq. 6.3 uma vez que o paciente apresenta uma idade abaixo dos 35 anos se tem:

$$MET_I = MET_R = 3MET_s \quad (7.1)$$

Consequentemente, a partir da análise do primeiro parâmetro este agora será o MET_R , sendo assim, o segundo fator a ser avaliado é a altura da lesão medular.

O nível da lesão apresentada pelo indivíduo é o T8, pela Tab. 6.2, este se enquadra no grupo 2, ou seja, o gasto energético é 15% menor com relação aos indivíduos do grupo 3, que são referência, de modo que haverá redução do MET_R .

Assim pela Eq. 6.6 se tem:

$$MET_L = 0,85 * MET_I = 0,85 * 3METs = 2,55METs \quad (7.2)$$

Uma vez definido o novo MET_R , que agora é o MET_L , o próximo parâmetro pode ser avaliado.

O cliente informou que se enquadra em um condicionamento físico do tipo ativo, sendo assim, pela Eq. 6.9 se tem:

$$MET_{COND.} = 0,75 * MET_L = 0,75 * 2,55METs = 1,91METs \quad (7.3)$$

Por fim o último parâmetro é avaliado, segundo informações do paciente ele não possui nenhuma cardiopatia, evidentemente, pela Eq. 6.12:

$$MET_{CARD} = MET_{COND} = 1,91METs \quad (7.4)$$

Por conseguinte, o acréscimo energético a ser convertido para a potência equivalente foi definido.

A geração do protocolo é dada a partir do MET utilizado para aquecimento que equivale a 2 METs para qualquer pessoa independente de qualquer condição, sendo assim, para o aquecimento inicial a potência, pela Eq. 6.13, vale:

$$POTÊNCIA = 9,436 * (MET_{AQUEC}) - 9,436$$

$$POTÊNCIA = 9,436 * (2METs) - 9,436$$

$$POTÊNCIA = 9W$$

Em suma, o valor da potência a ser incrementado entre cada estágio será equivalente ao MET definido pela Eq. 7.4 mais o MET_{AQUEC} , ou seja:

$$MET_{E.1} = MET_{COND} + MET_{AQUEC}$$

$$MET_{E.2} = 2 * MET_{COND} + MET_{AQUEC}$$

$$MET_{E.3} = 3 * MET_{COND} + MET_{AQUEC}$$

Em suma:

$$MET_{E.X} = X * MET_{COND} + MET_{AQUEC} \quad (7.5)$$

Onde X equivale ao número de estágios e pode variar de 1 a 10.

Utilizando os METs calculados, as potências são dadas por:

$$POTÊNCIA_{ESTAG.01} = 9,436 * (MET_{E.1}) - 9,436$$

$$POTÊNCIA_{ESTAG.02} = 9,436 * (MET_{E.2}) - 9,436$$

$$POTÊNCIA_{ESTAG.X} = 9,436 * (MET_{E.X}) - 9,436 \quad (7.6)$$

A Tabela 7.2 mostra a relação entre MET e potência no exemplo de validação:

Tabela 7.2 – MET relacionado com a potência.

	MET	POTÊNCIA
ESTÁGIO 1	4	27
ESTÁGIO 2	6	45
ESTÁGIO 3	8	63
ESTÁGIO 4	10	81
ESTÁGIO 5	12	99
ESTÁGIO 6	13	117
ESTÁGIO 7	15	135
ESTÁGIO 8	17	154
ESTÁGIO 9	19	172
ESTÁGIO 10	21	190

Por conseguinte, o protocolo personalizado ficaria como representado na Tab. 7.3.

Tabela 7.3 - Protocolo personalizado para os parâmetros da Tab. 7.1.

PROTOCOLO PERSONALIZADO			
	DURAÇÃO (min)	VELOCIDADE (RPM)	POTÊNCIA (W)
ESTÁGIO 1	3	30	27
ESTÁGIO 2	3	30	45
ESTÁGIO 3	3	30	63
ESTÁGIO 4	3	30	81
ESTÁGIO 5	3	30	99
ESTÁGIO 6	3	30	117
ESTÁGIO 7	3	30	135
ESTÁGIO 8	3	30	154
ESTÁGIO 9	3	30	172
ESTÁGIO 10	3	30	190

Ao inserir estes dados do exemplo no aplicativo temos os mesmos resultados como mostra a Fig. 7.1.

O cálculo dos batimentos cardíacos foi feito de acordo com a Eq. 6.15, utilizando os seguintes dados: indivíduo ativo e com idade de 30 anos, neste caso tem-se:

$$BATIMENTO_{MAX} = 206.8 - 0,67 * IDADE$$

$$BATIMENTO_{MAX} = 206.8 - 0,67 * 30 = 187$$

Ou seja:

$$BATIMENTO_{MÁXIMO} = 187bat / min$$

$$BATIMENTO_{SUBMÁXIMO} = 159bat / min$$

PROTOCOLO PERSONALIZADO GERADO

DADOS E PARÂMETROS ESCOLHIDOS

NOME JOSE MARIA

ALTURA DA LESÃO T8

IDADE 30

CONDICIONAMENTO FÍSICO ATIVO

CADIOPÁTIA PRÉ-DIAGNOSTICADA NÃO

MODO DE TRABALHO CONTÍNUO

PROTOCOLO PERSONALIZADO

	DURAÇÃO (min)	VELOCIDADE (rpm)	POTÊNCIA (W)
ESTÁGIO 1	3	30	27
ESTÁGIO 2	3	30	45
ESTÁGIO 3	3	30	63
ESTÁGIO 4	3	30	82
ESTÁGIO 5	3	30	100
ESTÁGIO 6	3	30	118
ESTÁGIO 7	3	30	136
ESTÁGIO 8	3	30	154
ESTÁGIO 9	3	30	172
ESTÁGIO 10	3	30	190

BATIMENTOS ESPERADO

MÁXIMO

187

SUBMÁXIMO

159

?

ALTERAR ACRÉCIMO DE POTÊNCIA

VALOR ATUAL (W)

18

NOVO VALOR (W)

-
+

ALTERAR

?

SAIR

VOLTAR

EXPORTAR DADOS

Figura 7.1 – Interface para com protocolo gerado pelo aplicativo.

Outros exemplos foram testados e mostraram os mesmos resultados positivos.

7.2 Calibração do Ergômetro

O ergômetro ERGO1, foi avaliado e este não possui a capacidade de aquisição do sinal do torque em tempo real. Para que seja possível avaliar os parâmetros de desempenho do indivíduo, é necessário realizar uma calibração para que se possa obter uma curva de torque em função da velocidade dos aros de propulsão, a qual poderá descrever o comportamento do torque ao qual o usuário é submetido ao longo dos testes, e assim possibilitar os cálculos de potência e energia.

Antes do ajuste dinâmico foi realizada a calibração estática do torquímetro. Tal processo foi realizado fixando um dos aros de rotação do ergômetro e substituindo o outro aro por uma barra fixa onde foram acrescentados pesos, como mostra a Fig. 7.2. A carga pela qual o torquímetro foi submetido pode ser calculada pela representação mostrada na Fig. 7.3.

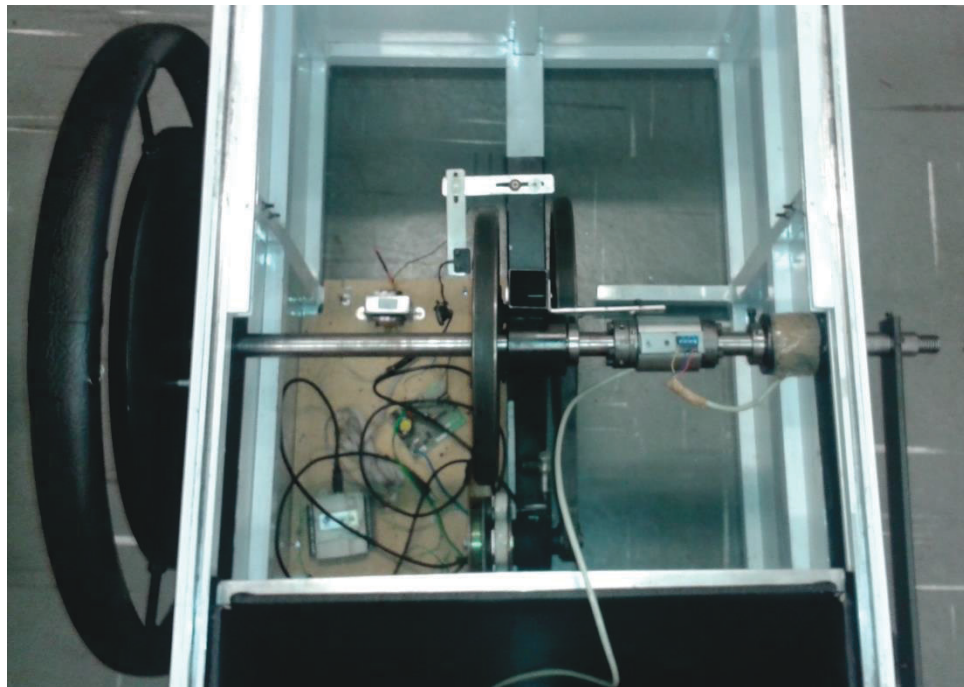


Figura 7.2 – Calibração estática do torquímetro.

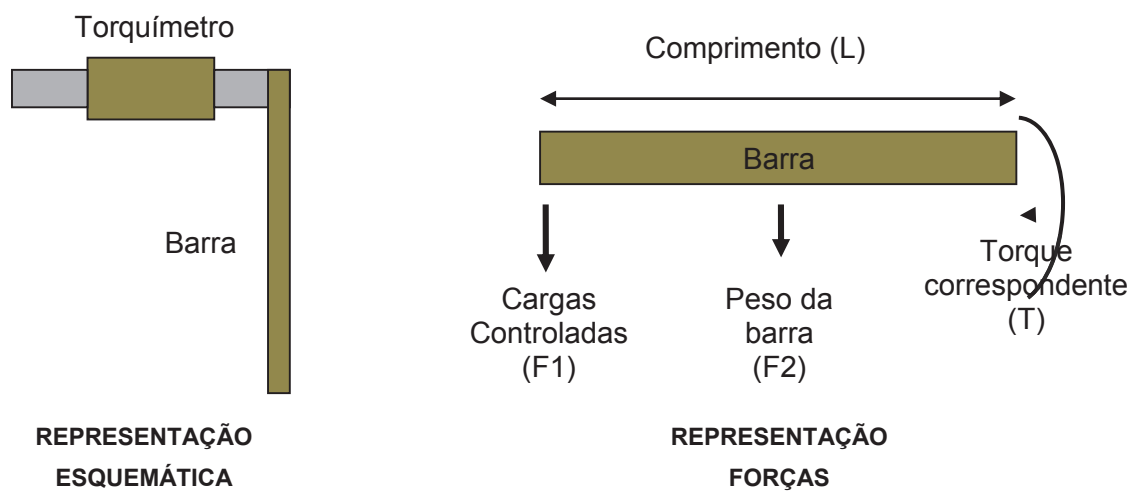


Figura 7.3 – Representação esquemática para calibração estática do torquímetro.

Ou seja:

$$T = F1 * L + F2 * \left(\frac{L}{2}\right) \quad (7.7)$$

Onde: $g = 9,78m / s^2$

$$F2 = 1380kgf \times 9,78m / s^2 = 13,5kN$$

$$L = 0,3m$$

O resultado da calibração estática pode ser visto na Fig. 7.4. A resposta estática do torque versus tensão elétrica medida é linear, com um coeficiente de correlação $R^2=0,995$.

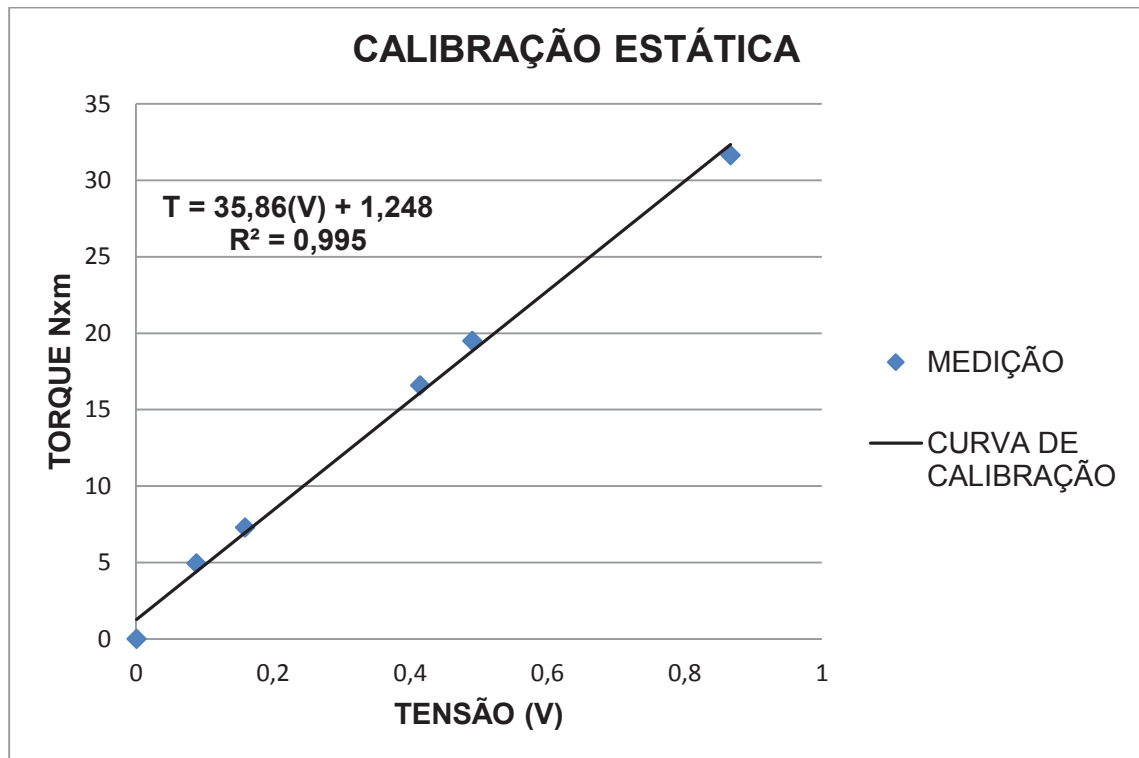


Figura 7.4 – Curva de calibração estática do torquímetro.

Para o ajuste dinâmico o procedimento consistiu no levantamento de uma curva de torque para rotações de 10, 20, 40, 50 e 67 RPM. Para cada rotação foram feitos três testes com duração de 15 segundos e intervalos de 5 segundos, para os oito diferentes níveis de resistência eletromagnética. Os dados foram obtidos pelo Módulo de aquisição AC2122 do fabricante Lynx.

Sendo assim, os resultados das curvas de calibração dinâmica para cada nível de resistência podem ser vistos nas Fig. 7.5 a 7.12.

A Figura 7.13 mostra as curvas que relacionam torque a todas as rotações e os oito níveis de resistência do ergômetro.

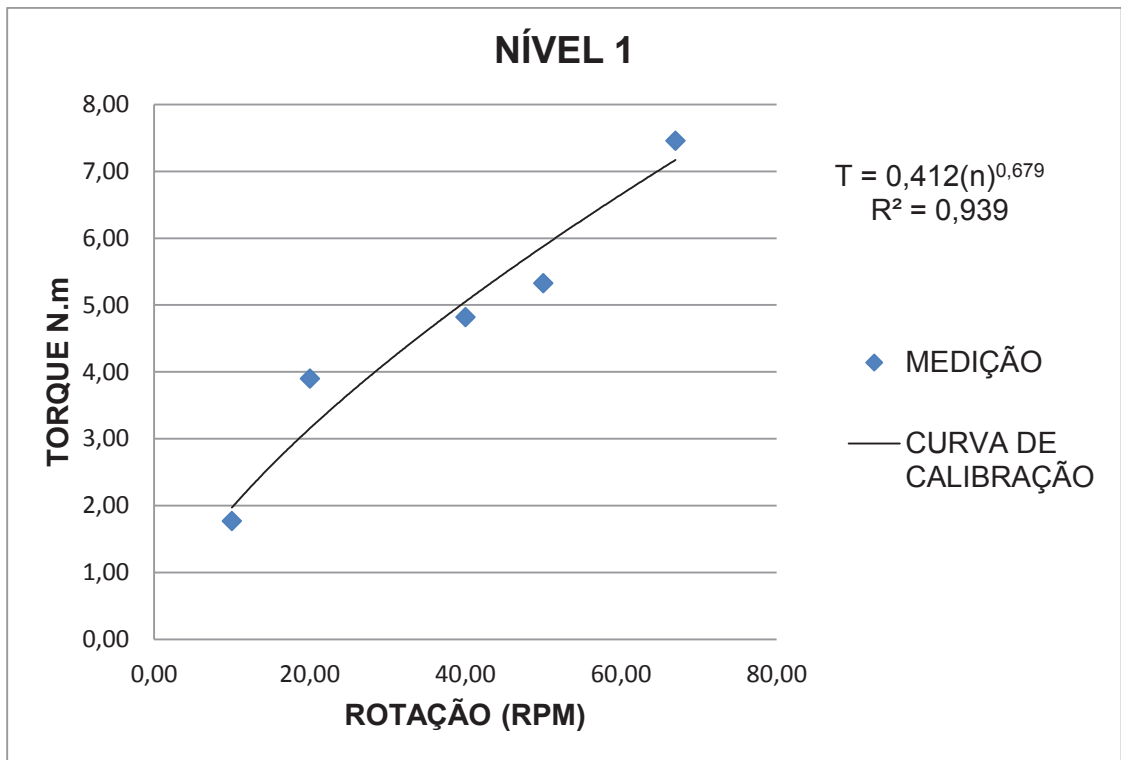


Figura 7.5 – Curva de calibração dinâmica nível 1.

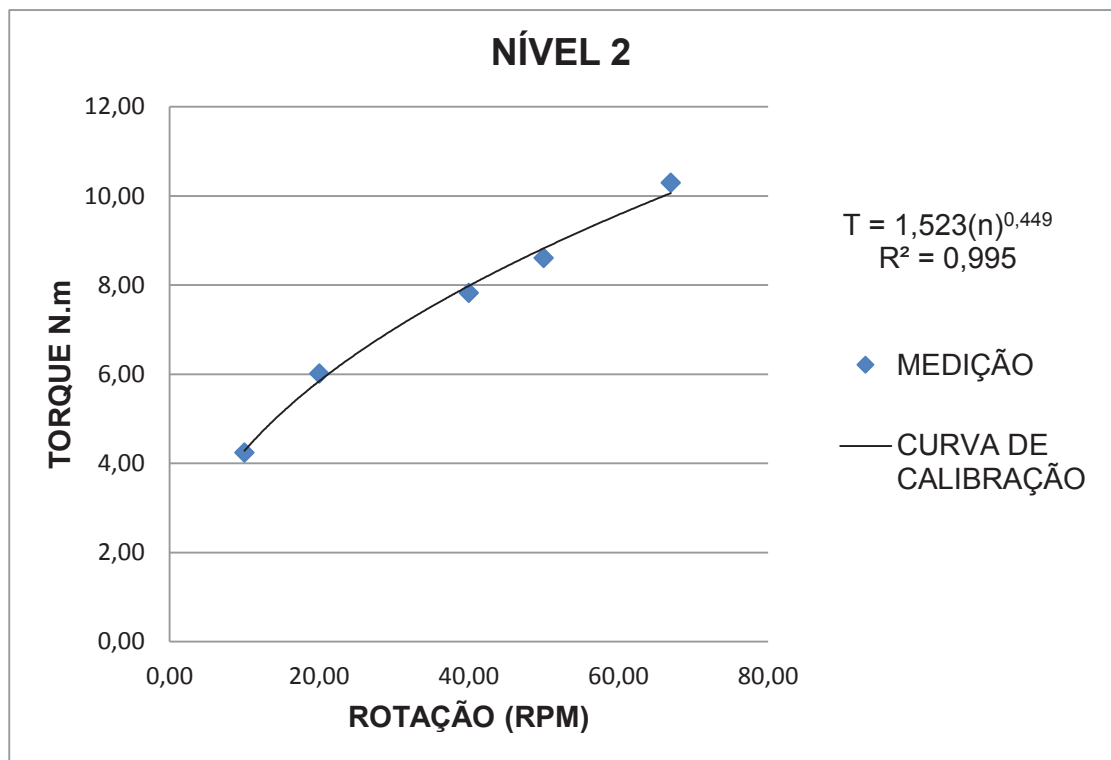


Figura 7.6 – Curva de calibração dinâmica nível 2.

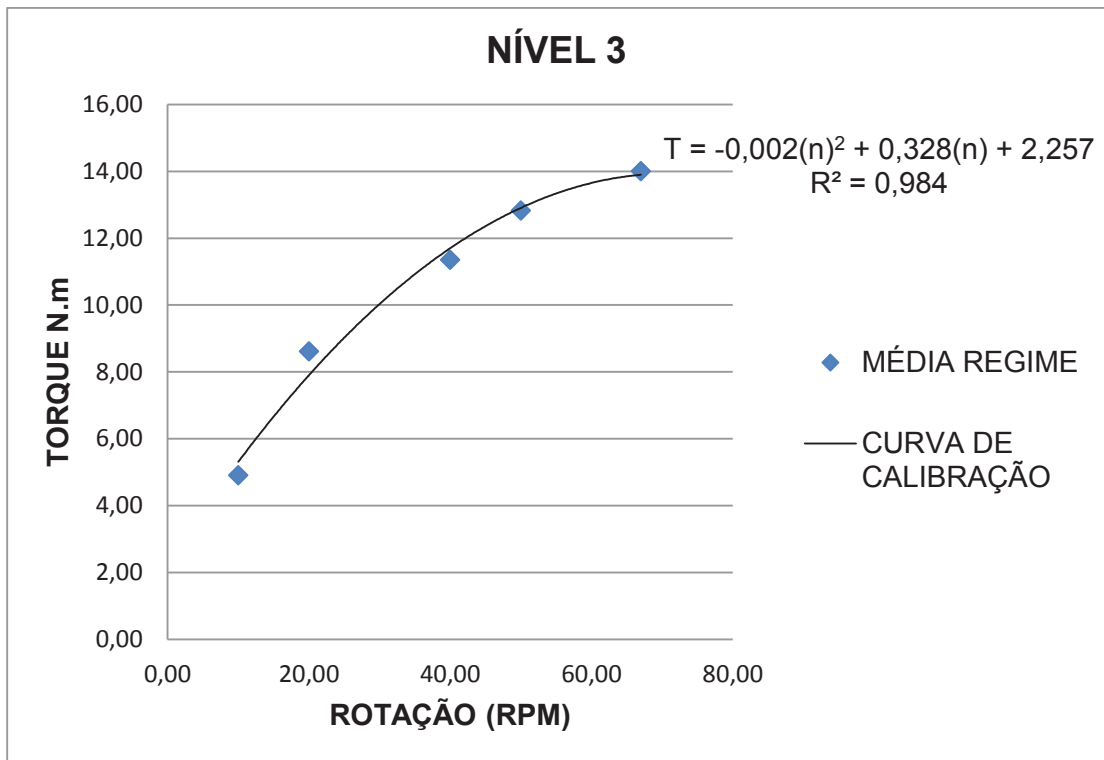


Figura 7.7 – Curva de calibração dinâmica nível 3.

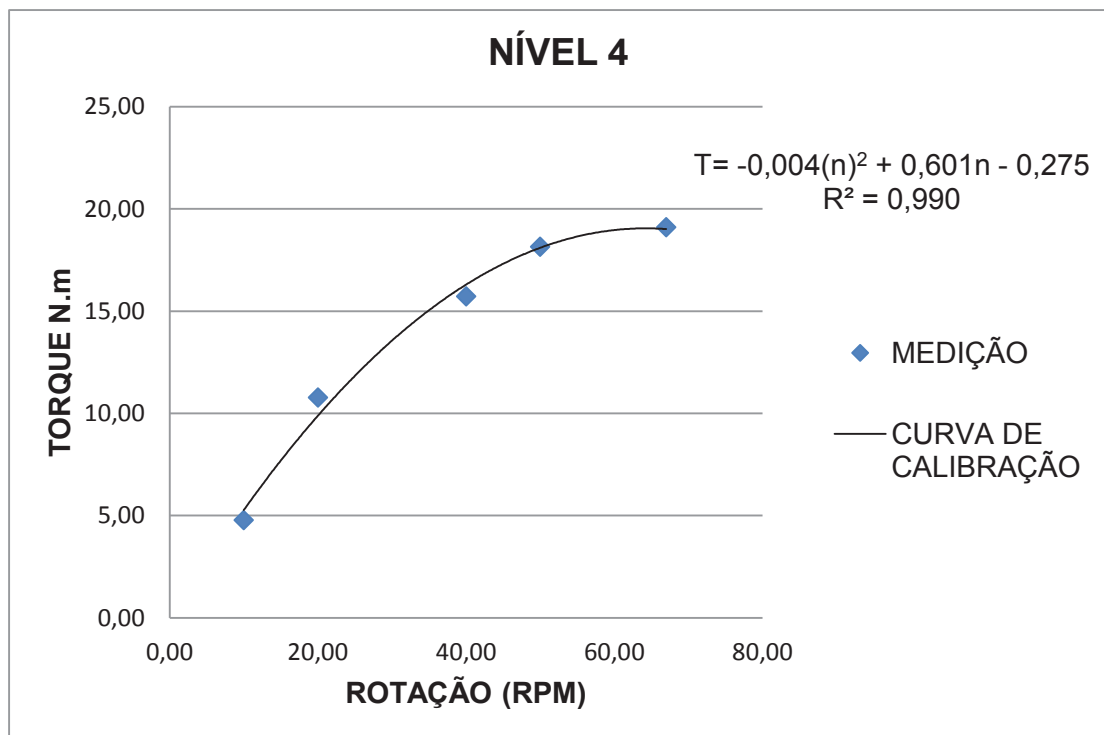


Figura 7.8 – Curva de calibração dinâmica nível 4.

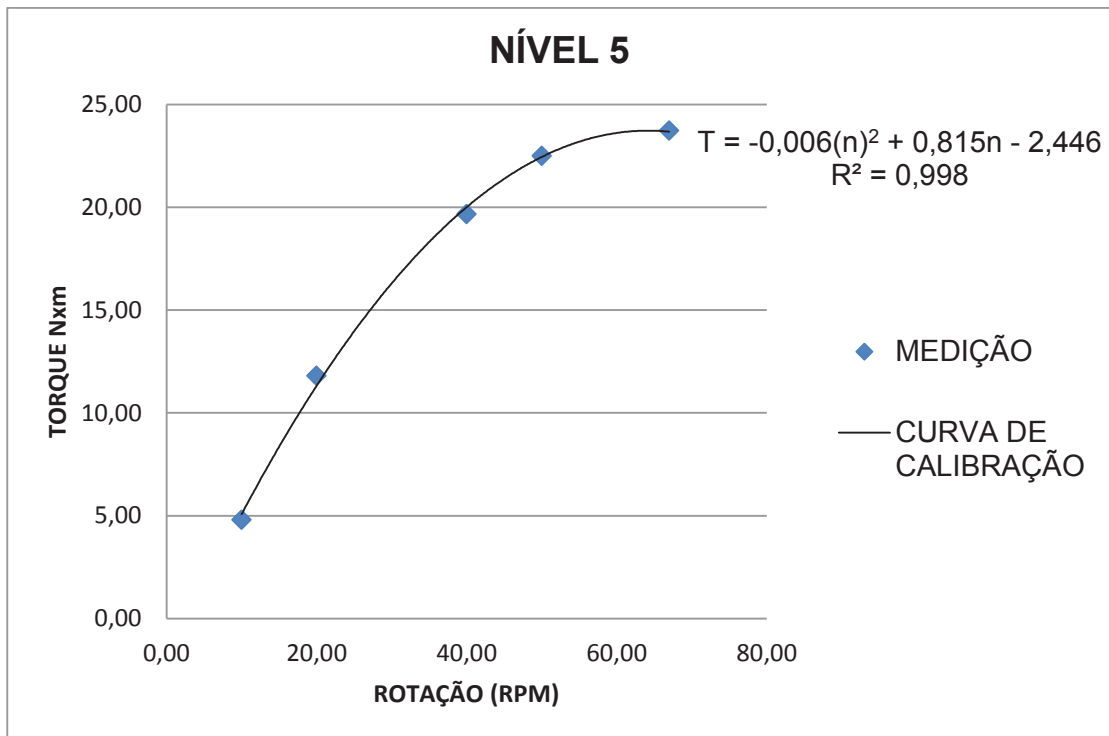


Figura 7.9 – Curva de calibração dinâmica nível 5.

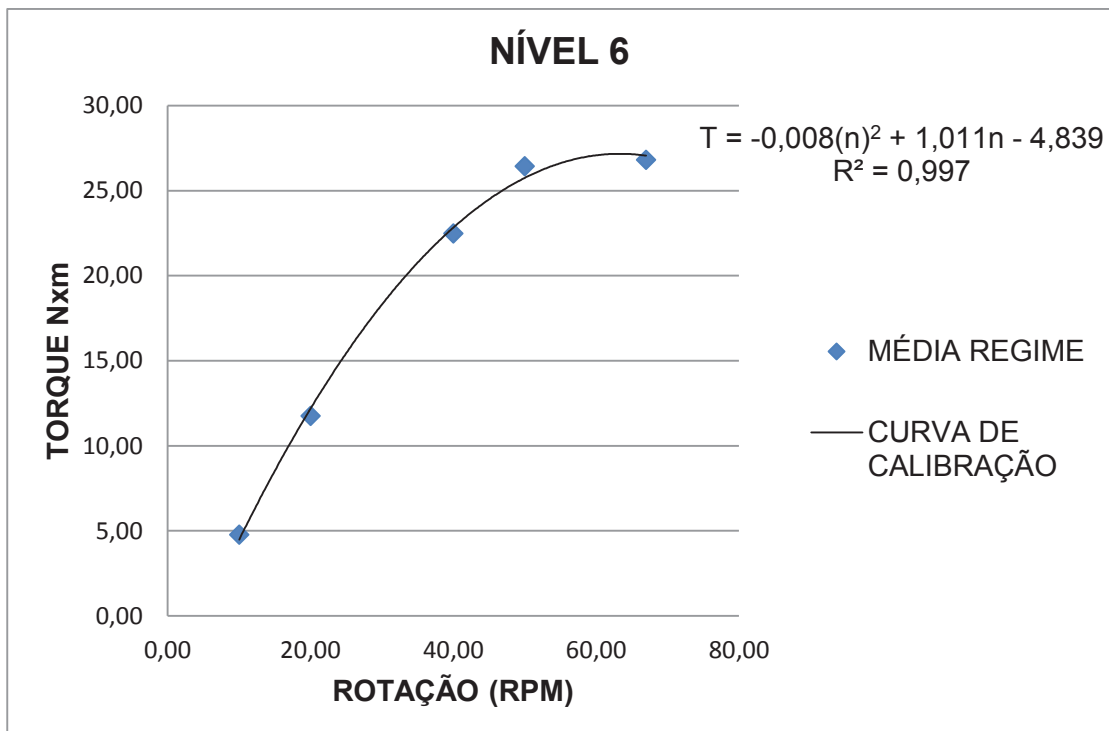


Figura 7.10 – Curva de calibração dinâmica nível 6.

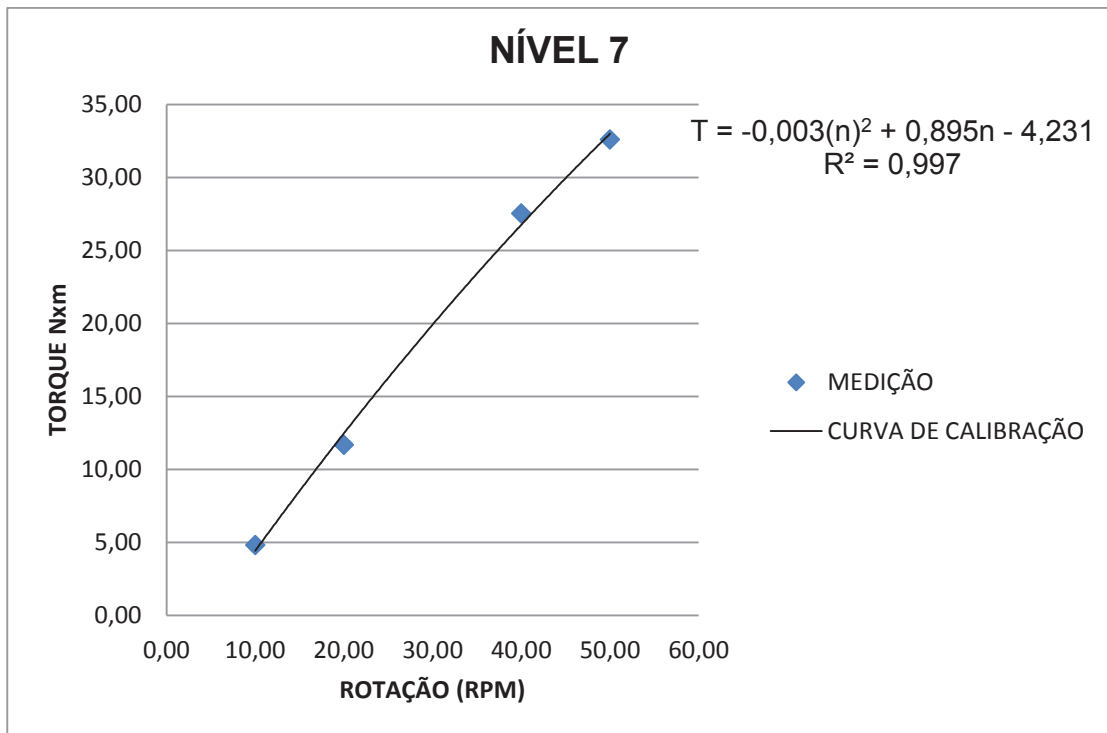


Figura 7.11 – Curva de calibração dinâmica nível 7.

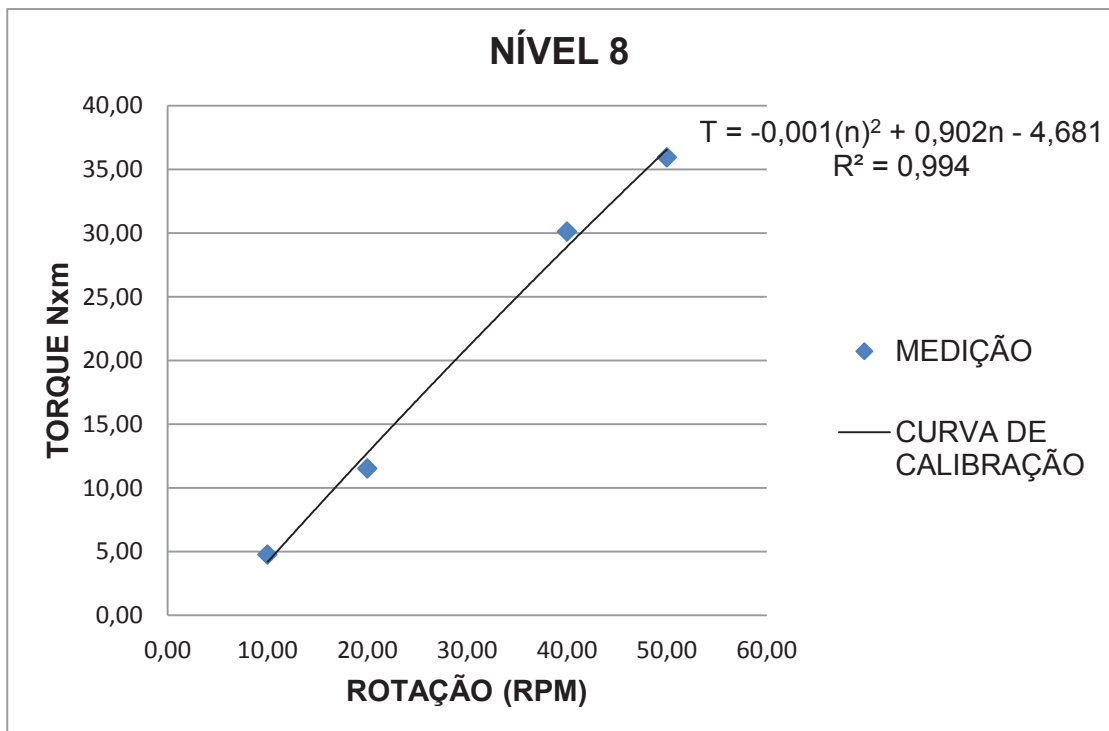


Figura 7.12 – Curva de calibração dinâmica nível 8.

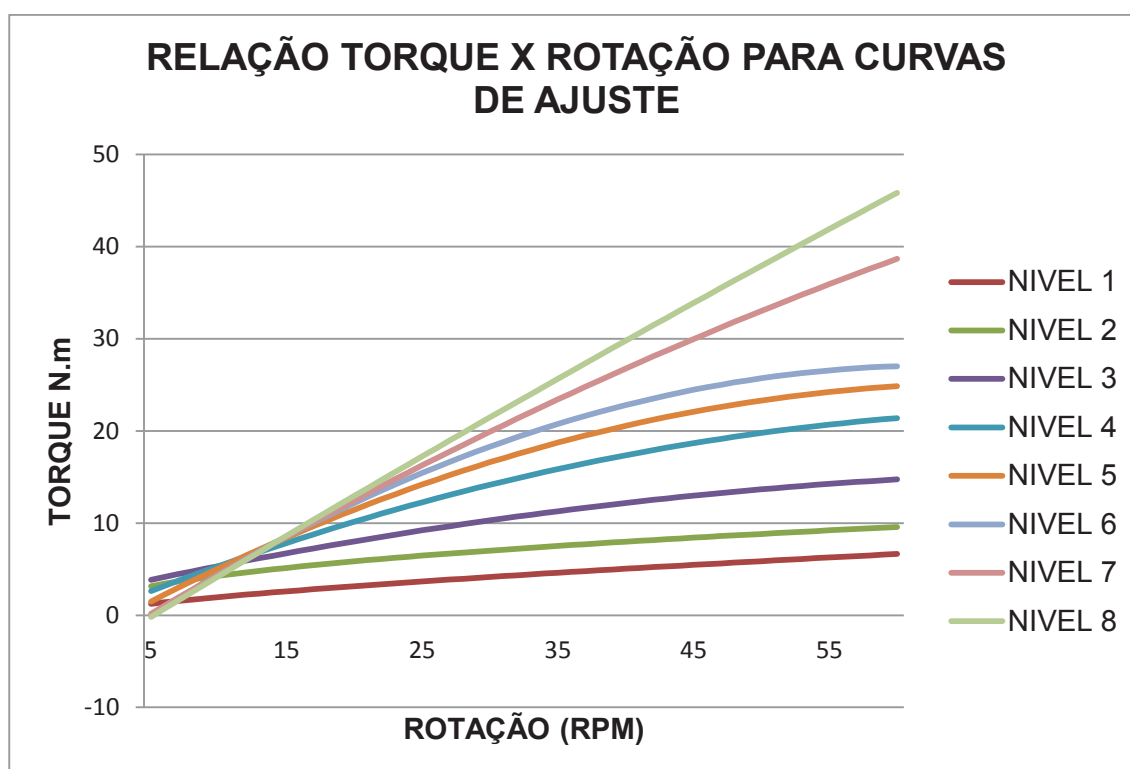


Figura 7.13 – Curva de calibração dinâmica para todos os níveis.

Pode-se notar que o protocolo personalizado gerado neste trabalho requer escolhas de potências específicas das quais os usuários do teste ergométrico serão submetidos, ou seja, não há um padrão de potência geral que deve ser sempre usado. Ao se analisar as curvas de calibração dinâmica do ergômetro, nota-se que existe uma limitação para a escolha de potência. Um exemplo seria baseado no princípio do protocolo personalizado que requer uma velocidade constante, neste caso, fica-se limitado a poucas opções de potências disponíveis, como mostra a tabela Tab. 7.4.

Tabela 7.4 – Potências para rotação de 30 RPM disponíveis.

ROTAÇÃO	POTÊNCIA (W)							
	NÍVEL 1	NÍVEL 2	NÍVEL 3	NÍVEL 4	NÍVEL 5	NÍVEL 6	NÍVEL 7	NÍVEL 8
30	13	22	32	44	52	57	63	67

Sendo assim, este ergômetro não apresenta características apropriadas para a realização de um teste ergométrico baseado no protocolo gerado por este trabalho. Um ergômetro ideal teria de ser capaz de atender todas as faixas de potência a ser escolhida, desde um mínimo até um máximo.

Para que o ergômetro possa atender os requisitos exigidos neste protocolo personalizado, a potência mínima possível deve ser de 3 W e a potência máxima de 500 W, além disso, os incrementos de potência devem ser da ordem de 1 W, assim qualquer indivíduo, independente da altura da lesão, condicionamento físico ou idade poderá realizar o teste no equipamento.

No entanto, o ERGO1 poderia ser usado desde que se façam algumas adaptações durante o teste, no entanto, algumas regras propostas neste trabalho teriam de ser ignoradas.

Para exemplificar, pode-se usar o protocolo mostrado na Tab. 7.3. Este teste não poderia ser realizado no ERGO1 porque para uma velocidade constante de 30 RPM as potências exigidas não poderiam ser impostas, no entanto, não respeitando a condição de velocidade constante, o teste poderia ser realizado na circunstância mostrada na Tab. 7.5, a qual estabelece valores variados de velocidade e resistência para que uma potência possa ser imposta.

Tabela 7.5 – Rotações e níveis de resistência ao qual o ERGO1 deve ser submetido para a realização de um teste adaptado.

POTÊNCIA NECESSÁRIA	ROTAÇÃO	NÍVEL	POTÊNCIA IMPOSTA
27	30	3	32
45	30	4	44
63	35	4	58
81	40	5	86
99	40	6	96
117	45	6	115
135	50	6	135
154	55	6	153
172	55	7	207
190	55	8	241

Em eventuais situações tal adaptação poderia ser usada para realização do teste, no entanto os resultados podem não ser totalmente pertinentes.

Outro fator importante seria a otimização da Eq. 6.2 que relaciona potência com o equivalente metabólico. Sabe-se que a altura da lesão é um fator acrescido que influencia no gasto energético, a determinação específica da relação consumo de oxigênio e potência para um ergômetro específico aprimora significativamente os fundamentos de um protocolo personalizado.

Para tal devem ser realizados testes com pessoas as mais diversificadas possíveis, entre altura da lesão, condicionamento físico e idade, e assim ser feito o levantamento de uma curva que corresponde ao gasto energético para o ergômetro desenvolvido especificamente para os cadeirantes.

Não apenas para cadeirantes ou ergômetros específicos, outros tipos de ergômetros podem partir do princípio do equivalente metabólico e determinar protocolos pertinentes e próprios para cada condição própria do indivíduo, assim como o proposto neste trabalho.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHO FUTURO

Fundamentado na análise de procedimentos existentes para a realização de testes ergométricos em pessoas com deficiência, foi proposto o desenvolvimento de um novo protocolo/metodologia para minimizar o uso atual de adaptações em protocolos e ergômetros para tais procedimentos.

Baseado no gasto energético (MET) e parâmetros fisiológicos destes indivíduos, e direcionado para o uso no ergômetro de cadeira de rodas específico citado anteriormente, tal protocolo permite gerar parâmetros a serem alcançados, concebidos a partir do comportamento físico esperado de cada pessoa. Tal procedimento pode permitir a realização de testes menos desgastante e assim proporcionar melhores resultados.

No momento, a versão atual do ergômetro de cadeira de rodas ERGO1, apresenta limitações que não permitiram teste de validação do protocolo, no entanto este trabalho também contribuiu para a otimização de uma nova versão informando quais as características que este deve apresentar para a realização de testes de forma pertinente, sendo que tal dispositivo é uma realidade próxima.

A metodologia empregada neste trabalho é outro fator importante a ser destacada, apesar de utilizado para propor um protocolo em um ergômetro de cadeira de rodas específico para pessoas portadoras de deficiência, nada impede que tal procedimento seja usado para outros tipos de ergômetros, e assim possibilitar uma gama surpreendente de teste cada vez mais individuais e apropriados para cada um.

Para que o protocolo fosse gerado foi criado um aplicativo que possibilita uma fácil e rápida inserção de dados, escolha de parâmetros e por fim a apresentação do protocolo personalizado. O aplicativo foi desenvolvido para realizar a escolha mais pertinente do trabalho a ser superado por cada indivíduo durante o teste, no entanto permite a alteração de tais parâmetros, uma vez que são utilizados modelos para representar um comportamento fisiológico médio, e evidentemente existem divergências de pessoa para pessoa.

O protocolo/metodologia proposto aliado ao ergômetro específico, pode atingir resultados que remetem respostas pertinentes e cada vez mais seguras ao verdadeiro quadro clínico do paciente.

Como sugestões para trabalhos futuros podem ser citadas:

- Realização de trabalhos para adaptação cultural e validação de questionários para gasto energético de pessoas com deficiência devido a uma lesão medular para atividades realizadas com frequência por brasileiros.
- Realização de trabalhos para medir o consumo de oxigênio com relação a potência empregada. Estes testes devem ser feitos especificamente para o ergômetro desenvolvido pelo laboratório de projetos mecânicos da FEMEC-UFU.
- Projeto e Construção de um sistema próprio capaz de realizar o eletrocardiograma de forma contínua e que controle automaticamente a potência empregada pelo ergômetro, uma vez que o protocolo personalizado é gerado, durante os testes.
- Projeto de um sistema de avaliação cardiovascular dos cadeirantes.
- Realização de testes com caráter regulamentador do protocolo personalizado proposto pelo trabalho.
- Estudo do comportamento dos batimentos cardíacos de pessoas com lesões medular a níveis acima do T5.
- Avaliar o acréscimo de novos parâmetros fisiológicos ou não, que possam influenciar na alteração do gasto energético das pessoas com deficiência.

CAPÍTULO IX

Referências Bibliográficas

APPLE, D. F.; **Physical Fitness - A Guide for Individuals with Spinal Cord Injury**; Department of Veterans Affairs; Shepherd Center Paralympics Chief Medical Officer, Atlanta, 1996.

ASTRAND P. O., RHYMING I.; Nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work; **Journal of Applied Physiology**. P. 218-221, set, 1954.

Bruce, RA; Evaluation of functional capacity and exercise tolerance of cardiac patients. **Modern Concepts Cardiovascular Disease**; 1956; apud ELLESTAD, M. H.; **Stress Testing: Principles and Practice**, Fifth Edition; Oxford University Press; New York, 2003.

COLLINS, E. G.; GATER, D.; KIRATLI, J.; BUTLER, J.; HANSON; K.; LANGBEIN, W. E.; Energy Cost of Physical Activities in Persons with Spinal Cord Injury; **American College of Sports Medicine**, 2010. Disponível em:<<http://www.acsm-msse.org>> Acesso em: 12 de Junho de 2014.

CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA; Resolução cfm nº 2.021/2013, disponível em:<<http://pesquisa.in.gov.br/imprensa/jsp/visualiza/index.jsp?jornal=1&pagina=163&data=27/09/2013>>Acesso em: 01 Dez. 2014.

CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA; Indicações e contra-indicações dos testes ergométricos; Arquivos Brasileiros de Cardiologia; V. 65, nº 2, p. 191-211, 1995. Disponível em:<<http://publicacoes.cardiol.br/consenso/1995/6502/65020019.pdf>> Acesso em: 03 Jul. 2014.

COYLE, E. F.; MARTIN, W. H.; SINACORE, D. R.; JOYNER, M. J.; HAGBERG, J. M.; HOLLOSZY, J. O.; Time course of loss of adaptations after stopping prolonged intense endurance training. **Journal of Applied Physiology**; v. 57; p. 1857-1864; 1984.

DEPARTAMENTO DE ERGOMETRIA, EXERCÍCIO E REABILITAÇÃO CARDIOVASCULAR DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA; **II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico**. São Paulo, 2002. p10. Disponível em: <<http://publicacoes.cardiol.br/consenso/2002/7805/default.asp>>. Acesso em: 19 Mar. 2014.

DOMINGUES, G. B. L.; **Adaptação cultural e validação do veterans specific activity questionnaire (vsaq) para população brasileira com sintomatologia cardiovascular**; Dissertação de Mestrado; Universidade Estadual de Campinas, 2010.

ELLESTAD, M. H.; **Stress Testing: Principles and Practice**, Fifth Edition; Oxford University Press; New York, 2003.

FEIL, H., SIEGEL, M; Electrocardiographic changes during attacks of angina pectoris. **The American Journal of the Medical Sciences**, v. 175, p. 255-260, fev. 1928. Disponível em: <http://journals.lww.com/amjmedsci/Citation/1928/02000/Electrocardiographic_Changes_During_Attacks_of.10.aspx> Acesso em: 20 Mar. 2014.

FIGONI, S. F.; Exercise responses and quadriplegia. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, p. 433-441, Dayton, 1993.

GLASER, R. M.; Exercise testing and training techniques for the spinal cord injuries. **Revista Sports and exercise in mid-life**, American Academy of Orthopedic Surgeons, p. 253-292, Rosemont, 1993.

GLASER, R. M.; FOLEY, D. M.; LAUBACH, L. L.; SAWKA, M. N.; SURYAPRASAD, A. G.; An exercise test to evaluate fitness for wheelchair activity, **Revista Paraplegia**, p. 341-349, Dayton, Ohio, USA, 1979.

GLASER, R. M.; JANSSEN, T. W. J.; SURYAPRASAD, A. G.; GUPTA, S. C.; MATHEWS, T.; **The Physiology of Exercise**; Department of Veterans Affairs; Shepherd Center Paralympics Chief Medical Officer, Atlanta, 1996.

GORLIN, R; COHEN, L. S.; ELLIOTT, W. C.; KLEIN, M. D.; LANE, F. J.: Effect of supine exercise on left ventricular volume and oxygen consumption in man; **Circulation Journal of the American Heart Association**; v. 32; p. 361–371, 1963.

GRUPO BRUDDEN; Esteira ergométrica e Cicloergômetro; Disponível em: <<http://www.movement.com.br/>>; Acesso em: 16 Jan. 2015.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; **Tratado de Fisiologia Médica**; 11ª Edição; São Paulo, 2006.

HARTUNG, G. H., LALLY, D. A., BLANCQ, R. J.; **Comparison of treadmill exercise testing protocols for wheelchair users**; Pacific Basin Rehabilitation Research and Training Center, and Department of Physiology, University of Hawaii at Manoa, USA, 1992.

HESPANHA, R.; **Ergometria: bases fisiológicas e metodologia para a prescrição do exercício**. 1 ed. Rio de Janeiro; 2004.

HIGGINBOTHAM, M. B.; MORRIS, K. G.; COLEMAN, R. E.; COBB, F. R.; Sex-related differences in the normal cardiac response to upright exercise. **Circulation Journal of the American Heart Association**; v. 70; p. 357–366, 1984.

HOFFMAN, M. D.; Cardiorespiratory fitness and training in quadriplegics and paraplegics. **Revista Sports Medicine**, v. 3, n.5: p. 312-330; set. 1986. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.2165/00007256-198603050-00002>> Acesso em: 19 Mar. 2014.

JAMA; Indications and contraindications for exercise testing; **Council on Scientific Affairs**; EUA; 1981. 246p. Disponível em: <<http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=361290>>. Acesso em: 19 Mar. 2014.

LEE, M.; ZHU, W.; HEDRICK; B.; FERNHALL, B.; Determining metabolic equivalent values of physical activities for persons with paraplegia; **Disability and Rehabilitation**; v. 34; p. 336-343, Illinois, Junho, 2010.

MASTER, A. M.; JAFFE, H. L.; The electrocardiographic changes after exercise in angina pectoris; J Mt Sinai Hosp 7:629, 1941; apud SIQUEIRA, B. J. M., FILHO, B. M., SILVA, O. B.; **Teste ergométrico em idosos**; Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2010.

MASTER, A. M., OPPENHEIMER, E. J.; A simple exercise tolerance test for circulatory efficiency with standard tables for normal individuals. **The American Journal of the Medical Sciences**, v. 177, p. 223-243, fev. 1929. Disponível em: <http://journals.lww.com/amjmedsci/Citation/1929/02000/A_Simple_Exercise_Tolerance_Test_for_Circulatory.10.aspx> Acesso em: 21 Mar. 2014.

MENEGHELO, R. S.; ARAÚJO, C. G. S.; STEIN, R; MASTROCOLLA, L. E.; ALBUQUERQUE, P. F.; SERRA, S. M.; ET AL/SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA; **III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico**. São Paulo, 2010. p1. Disponível em: <http://publicacoes.cardiol.br/consenso/2010/diretriz_teste_ergometrico.asp> Acesso em: 24 Mar. 2014.

MCKINLEY, M. D. W.; **Functional Outcomes per Level of Spinal Cord Injury**, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Virginia Commonwealth University Medical Center, 2013. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/322604-overview#aw2aab6c10>> Acesso em: 13 Ago. 2014.

MORRISON, S. A.; **Guidelines for the Clinician for Development o Fitness Programs for the Physically Challenged**, Department of Veterans Affairs; Shepherd Center Paralympics Chief Medical Officer, Atlanta, 1996.

MYERS, J.; HERBERT, W.; RIBISL, P.; FROELICHER, V. F.; A Nomogram to Predict Exercise Capacity from a Specific Activity Questionnaire and Clinical Data; **The American Journal of Cardiology**; v. 73; California, march; 1994.

NOVAIS, D. V.; **Projeto e construção de um ergômetro para cadeirantes**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2009.

OLIVEIRA, C. F. C. **Monitorização e Caracterização do Esforço em Diferentes Ergômetros**. 2006. 165 f. Dissertação de mestrado - Universidade do Porto, Porto.

OLIVEIRA, L.; **Sistema Cardiovascular: Eventos Mecânicos do ciclo cardíaco**; Universidade Federal Fluminense, Rio de Janeiro, 2006.

PACHECO, L. F.; **Fisiologia Humana**; Departamento de Fisiologia; Escuela de Medicina; Universidade de Costa Rica, 2007. Disponível em: <http://163.178.103.176/Fisiologia/cardiovascular/pracb_2/germann387.gif> Acesso em: 20 de Jul. 2014.

PARREIRAS, L. P.; Princípios do teste ergométrico: uma revisão; **Revista Digital Efdeportes, Buenos Aires**, n. 143, abril 2010. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd143/principios-do-teste-ergometrico.htm>> Acesso em: 19 Mar. 2014.

PETRO, J. K.; HOLLANDER, A. P.; BOUMAN, L. M.; Instantaneous cardiac acceleration in man induced by a voluntary muscle contraction. **Journal of Applied Physiology**; v.29; p. 794; 1970.

POLLOCK, M. L.; GETTMAN L. R.; MILESI, C. A.; BAH, M. D.; DURSTINE, L.; JOHNSON, R. B.; Effects of frequency and duration of training on attrition and incidence of injury. **Medicine and Science in Sport**; v. 9; p. 31-36; 1977.

RASEHE, W.; JANSSEN, T. W. J.; VAN OERS, C. A. J. M.; HOLLANDER, A. P.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; Responses of subjects with spinal cord injuries to maximal wheelchair exercise: comparison of discontinuous and continuous protocols; **European Journal Applied Physiology**, v. 66, p. 328-331, Amsterdam; 1993.

RIMMER, J. H.; RILEY, B. B.; RUBIN, S. S.; A new measure for assessing the physical activity behaviors of persons with disabilities and chronic health conditions: the physical activity and disability survey. *American Journal of Health Promotion*, v. 16, p.34-42, USA,2001.Disponívelem: <<http://www.healthpromotionjournal.com>>Acessoem: 20 Jun. 2014.

RODEHEFFER, R. J.; GERSTENBLITH, G.; BECKER, L. C.; FLEG, J. L.; WEISFELDT, M. L.; LAKATTA, E. G.; Exercise cardiac output is maintained with advancing age in healthy human subjects: Cardiac dilatation and increased stroke volume compensate for a diminished heart rate. **Circulation Journal of the American Heart Association**; v. 69; p. 203–213, 1984.

ROGERS, S. M.; **Factors That Influence Exercise Tolerance**; Departement of Veterans Affairs; Shepherd Center Paralympics Chief Medical Officer, Atlanta, 1996.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA; **II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico**. São Paulo, 2002. p10. Disponível em: <<http://publicacoes.cardiol.br/consenso/2002/7805/default.asp>>. Acesso em: 19 Mar. 2014.

SOUSA, M. S. C.; **Ergometria e ergoespirometria: abordagem aos testes de Banco**, Departamento de Educação Física - Universidade Federal da Paraíba; 2005.

WENGER, N. A.; BELL, G. J.; The interactions of intensity, frequency and duration of exercise training in altering cardiorespiratory fitness. **Revista Sports Medicine**, v. 3, n.5: p. 346-356; 1986. Disponível em: <<http://download.springer.com/static/pdf/767/artbffbfe&ext=.pdf>>. Acesso em: 19 Mar. 2014.

WHITING, R. B.; INGER, T. E. D.; HAYDEN, C. R.; Wheelchair exercise testing: comparison of continuous and discontinuous exercise; International Medical Society of Paraplegia; **Revista Paraplegia**, p. 92–98, Columbia, Missouri, 1984.

WICKS, J. K.; LYMBURNER, K.; DINSDALE, S. M.; JONES, N. L.; The use of multistage exercise testing with wheelchair ergometry and arm cranking in subjects with spinal cord lesions, **Revista Paraplegia**, p. 252–261, Ontario, Canada, 1979.

WILSON, T. M. ; TANAKA, H.; Meta-analysis of the age-associated decline in maximal aerobic capacity in men: relation to training status; **American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology**; v. 278 p. 829–834, Boulder, Colorado, 2000.

ANEXO 1

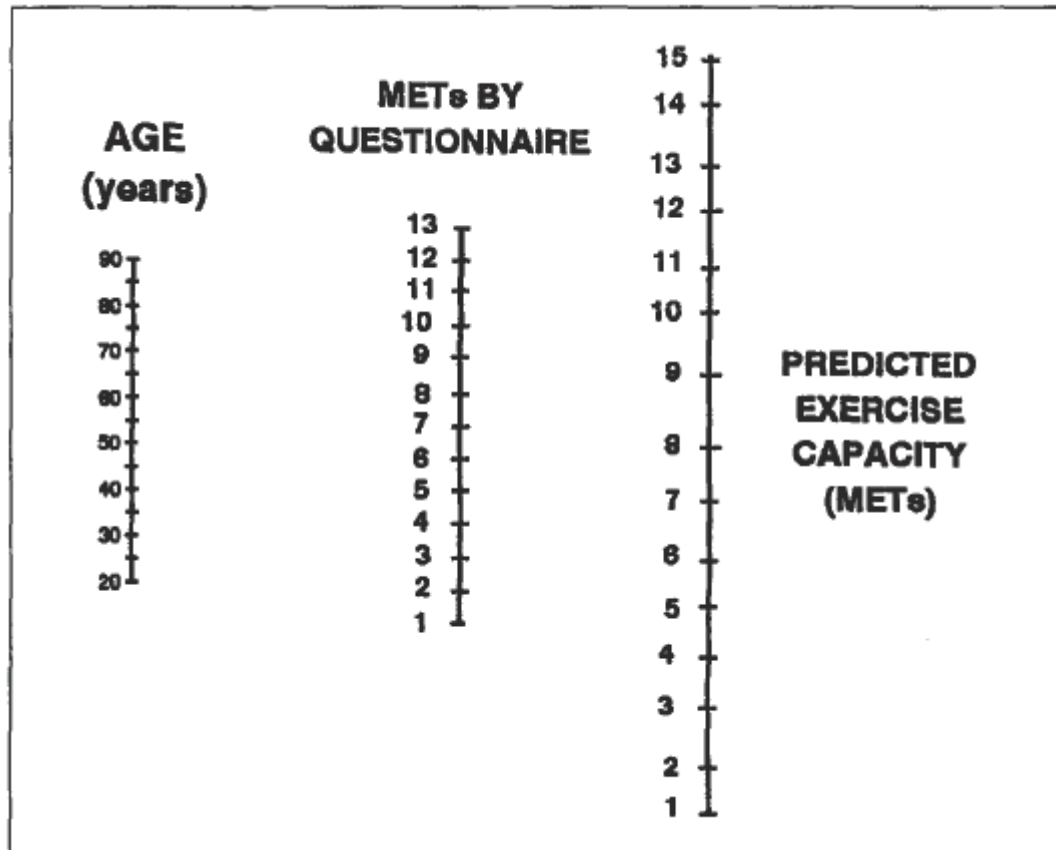
VETERANS SPECIFIC ACTIVITY QUESTIONNAIRE

Before beginning your treadmill test today, we need to estimate what your usual limits are during daily activities. The following is a list of activities that increase in difficulty as you read down the page. Think carefully, then underline the first activity that, if you performed it for a period of time, would typically cause fatigue, shortness of breath, chest discomfort, or otherwise cause you to want to stop. If you do not normally perform a particular activity, try to imagine what it would be like if you did.

METs
1 – Eating, getting dressed, working at a desk.
2 – Taking a shower, shopping, cooking, walking down 8 steps
3 – Walking slowly on a flat surface for 1 or 2 blocks
A moderate amount for work around the house, such as a vacuuming, sweeping the floors, or carrying groceries
4 - Light yard work (ie, raking leaves, weeding, sweeping, or pushing a power mower), painting, or light carpentry
5 - Walking briskly
Social dancing, washing the car
6 - Play 9 holes of golf carrying your own clubs. Heavy carpentry, mow lawn with push mower
7 - Carrying 60 pounds, perform heavy outdoor work (ie, digging, spading soil, etc.)
Walking uphill
8 - Carrying groceries upstairs, move heavy furniture
Jog slowly on flat surface, climb stairs quickly
9 - Bicycling at a moderate pace, sawing wood, jumping rope (slowly)
10 -Brisk Swimming, bicycle up a hill, jog 6 miles per hour
11 -Carry a heavy load (ie, a child or firewood) up 2 flights of stairs
Cross-country ski, bicycling briskly, continuously
12 -Running briskly, continuously (level ground, 8 min per mile)
13 - Any competitive activity, including those that involve intermittent sprinting
Running competitively, rowing competitively, bicycle riding
METs = metabolic equivalents

ANEXO 2

NOMOGRAMA PARA PREDIZER A CAPACIDADE FÍSICA



ANEXO 3

O GASTO ENERGÉTICO (MÉDIA \pm SD) PARA AS ATIVIDADES EM HOMENS COM LESÃO MEDULAR INCOMPLETA					
ATIVIDADE/LESÃO	n	VO ₂ (mL/min)	kcal/min	mL/kg/min	SCI MET
Fitness					
Aerobics					
C5–C8	4	516,9 \pm 233,7	2,59 \pm 1,15	5,7 \pm 1,02	2,11
T1–T8	7	462,1 \pm 88,8	2,31 \pm 0,41	5,43 \pm 0,89	2,01
T9–L4	3	497,5 \pm 231,3	2,58 \pm 1,1	6,53 \pm 2,67	2,42
Armcranking(16W)					
C5–C8	7	560,4 \pm 121,3	2,75 \pm 0,51	7,01 \pm 1,56	2,6
T1–T8	11	589,7 \pm 59,9	2,89 \pm 0,28	7,66 \pm 1,43	2,84
T9–L4	5	628,8 \pm 99,7	3,26 \pm 0,74	8,23 \pm 1,21	3,05
Armcranking(32W)					
C5–C8	5	753,9 \pm 188,9	3,69 \pm 0,84	9,41 \pm 1,77	3,49
T1–T8	14	709,3 \pm 171,4	3,62 \pm 0,9	9,22 \pm 2,46	3,41
T9–L4	9	733,9 \pm 80,6	3,64 \pm 0,43	9,93 \pm 1,69	3,68
Armcranking(48W)					
C5–C8	4	855,9 \pm 189,8	4,38 \pm 1,06	11,9 \pm 3,84	4,39
T1–T8	13	918,6 \pm 191,1	4,75 \pm 1,14	11 \pm 2,51	4,07
T9–L4	8	894,3 \pm 81,5	4,52 \pm 0,43	11,9 \pm 2,21	4,4
Armcranking(64W)					
T1–T8	11	1126 \pm 279,2	5,92 \pm 1,57	13 \pm 2,63	4,8
T9–L4	9	1111 \pm 73,4	5,67 \pm 0,37	15,1 \pm 2,57	5,59
Armcranking(80W)					
T1–T8	4	1137 \pm 253	5,35 \pm 0,85	14,4 \pm 4,18	5,34
T9–L4	7	1111 \pm 73,4	6,82 \pm 0,45	16,6 \pm 2,39	6,14
Armcranking(96W)					
T1–T8	4	1355 \pm 276,2	7,14 \pm 1,42	17,1 \pm 4,02	6,33
T9–L4	4	1554 \pm 160,8	8,11 \pm 0,8	20,6 \pm 2,95	7,61
Circuit training					
C5–C8	3	454,7 \pm 219,3	2,31 \pm 1,06	4,94 \pm 0,66	1,83
T1–T8	7	704,3 \pm 233,6	3,53 \pm 1,12	7,69 \pm 2,9	2,85
T9–L4	5	591,3 \pm 120,9	3,19 \pm 0,59	8,34 \pm 2,12	3,09
Weight training					
C5–C8	4	477,7 \pm 119,7	2,46 \pm 0,59	5,85 \pm 1,15	2,17
T1–T8	14	719 \pm 228,6	3,65 \pm 1,11	8,07 \pm 2,36	2,99
T9–L4	2	636,4 \pm 59,3	3,23 \pm 0,49	9,21 \pm 0,29	3,41
Recreation					
Basketball					

T1–T8	2	1554	± 339,4	7,7	± 1,71	20,9	± 5,53	7,74
Billiards								
T1–T8	12	548,3	± 179,2	2,74	± 0,95	5,98	± 1,69	2,21
T9–L4	4	586,9	± 117,5	2,79	± 0,55	7,53	± 2,04	2,79
Bowling								
C5–C8	2	490,7	± 282,3	2,43	± 1,28	5,48	± 1,21	2,03
T1–T8	15	551,2	± 146,9	2,73	± 0,72	6,25	± 1,65	2,31
T9–L4	2	568,8	± 54,6	2,85	± 0,28	7,65	± 1,45	2,83
Darts								
T1–T8	3	431,3	± 53,3	2,12	± 0,42	4,97	± 1,52	1,84
T9–L4	2	391	± 1,4	1,92	± 0,02	5,28	± 0,12	1,96
Fishing/casting								
T1–T8	3	370,3	± 60,4	1,83	± 0,24	3,98	± 0,59	1,47
T9–L4	2	323,3	± 51,4	1,67	± 0,32	4,3	± 0,28	1,59
Shooting/baskets								
T1–T8	3	783	± 149,1	3,8	± 0,77	10,5	± 2,3	3,89
T9–L4	2	849,2	± 84,3	4,1	± 0,64	11,9	± 0,11	4,4
Table tennis								
T1–T8	3	564,6	± 185,6	2,77	± 0,95	6,11	± 1,48	2,26
T9–L4	4	710,1	± 227,7	3,45	± 1,08	9,99	± 3,38	3,7
Activities of daily living								
Bedmaking								
C5–C8	4	562,7	± 269	2,8	± 1,28	6,69	± 1,74	2,48
T1–T8	14	673,1	± 167,4	3,26	± 0,79	8,3	± 2,27	3,07
T9–L4	3	690,4	± 190,5	3,31	± 0,9	9,92	± 1,74	3,67
Deskwork								
C5–C8	9	340,4	± 129,4	1,69	± 0,61	3,96	± 1,23	1,47
T1–T8	16	341,7	± 78,1	1,66	± 0,34	4,35	± 1,29	1,61
Dressing/undressing								
T9–L4	2	751	± 280	3,63	± 1,31	10,8	± 1,75	3,99
Driving								
T1–T8	2	488	± 67,9	2,32	± 0,29	6,83	± 0,06	2,53
Dusting								
C5–C8	2	268,5	± 30,4	1,3	± 0,09	3,44	± 0,59	1,27
T1–T8	6	571,8	± 138,4	2,79	± 0,64	6,78	± 2,17	2,51
T9–L4	4	541,8	± 209	2,61	± 1,05	7,68	± 2,88	2,84
Grocery shopping								
T1–T8	4	492,4	± 77,3	2,45	± 0,37	6,18	± 1,35	2,29
T9–L4	3	524,1	± 62,7	2,59	± 0,32	7,08	± 0,66	2,62
Laundry								
C5–C8	11	475,3	± 125,4	2,32	± 0,61	5,73	± 1,06	2,12
T1–T8	15	600,7	± 146,8	2,92	± 0,7	7,44	± 1,46	2,76
T9–L4	3	651,1	± 214,8	3,17	± 0,98	8,39	± 2,24	3,11

Moving items							
C5–C8	7	498	± 142	2,51 ± 0,7	6,58 ± 1,72	2,44	
T1–T8	9	614	± 95,7	3,02 ± 0,41	7,52 ± 1,49	2,79	
Vacuuming							
T1–T8	4	725	± 158,1	3,44 ± 0,73	8,93 ± 3,38	3,31	
T9–L4	2	745	± 333,8	3,64 ± 1,67	11 ± 3,41	4,09	
Washing dishes							
T1–T8	9	492,4	± 146,1	2,39 ± 0,72	6 ± 1,93	2,22	
T9–L4	2	485,4	± 133	2,28 ± 0,73	6,58 ± 1,62	2,44	
Wheeling on tile							
C5–C8	8	523,4	± 141,5	2,61 ± 0,71	6,29 ± 1,73	2,33	
T1–T8	20	616,6	± 122	3,04 ± 0,62	7,45 ± 1,62	2,76	
T9–L4	7	553,5	± 134,8	2,63 ± 0,59	7,39 ± 1,9	2,74	
Wheeling on carpet							
C5–C8	6	695,1	± 225,9	3,48 ± 1,1	8,23 ± 2,43	3,05	
T1–T8	14	693,4	± 203,6	3,47 ± 1	8,42 ± 2,31	3,12	
T9–L4	3	621,8	± 51,1	3,01 ± 0,22	8,16 ± 1,42	3,02	
Wheeling on grass							
T1–T8	3	1122	± 71,4	5,41 ± 0,33	13,4 ± 1,6	4,96	
Wheeling outside							
C5–C8	3	575,8	± 151,8	2,9 ± 0,63	7,67 ± 1,38	2,84	
T1–T8	14	689,1	± 172,6	3,4 ± 0,89	8,01 ± 1,68	2,97	
T9–L4	4	797,5	± 269,3	3,98 ± 1,36	11,3 ± 4,43	4,2	

**O GASTO ENERGÉTICO (MÉDIA ± SD) PARA AS ATIVIDADES EM HOMENS LESÃO
MEDULAR COMPLETA**

ATIVIDADE/LESÃO	n	VO2(mL/min)	kcal/min	mL/kg/min	SCI MET
Fitness					
Armcranking(16W)					
C5–C8	3	586,3 ± 45,1	2,89 ± 0,21	7,92 ± 1,7	2,93
T1–T8	2	687 ± 227,7	3,47 ± 1,2	7,86 ± 0,51	2,91
Armcranking(32W)					
C5–C8	3	675 ± 68,4	3,39 ± 0,31	9,11 ± 2,16	3,37
T1–T8	2	804,5 ± 241,1	4,12 ± 1,29	9,27 ± 0,9	3,43
T9–L4	2	807 ± 96,2	4,08 ± 0,53	10,4 ± 0,73	3,83
Armcranking(48W)					
C5–C8	3	842,7 ± 66	4,29 ± 0,28	11,3 ± 2,01	4,17
T1–T8	2	979,5 ± 292	5,08 ± 1,6	11,3 ± 1,12	4,18
T9–L4	2	969,5 ± 112,4	4,98 ± 0,63	12,4 ± 0,92	4,61
Armcranking(64W)					
C5–C8	3	1007 ± 36,5	5,23 ± 0,14	13,1 ± 2,27	4,86
T9–L4	2	1192 ± 135,8	6,23 ± 0,76	15,3 ± 1,16	5,66
Armcranking(80W)					

C5–C8	2	1056	± 6,4	5,7	± 0,14	13,6	± 2,77	5,05
T9–L4	2	1192	± 135,8	7,4	± 0,87	17,7	± 1,26	6,55
Circuit training								
C5–C8	6	619,7	± 144,2	3,11	± 0,73	7,45	± 1,27	2,76
T1–T8	5	676,6	± 417,7	3,41	± 1,99	8,68	± 5,89	3,21
T9–L4	5	800,2	± 342,7	3,97	± 1,6	9,68	± 4	3,59
Weight training								
C5–C8	9	672,2	± 284,5	3,28	± 1,17	8,23	± 3,66	3,05
T1–T8	5	671	± 365	3,33	± 1,72	8,18	± 5,3	3,03
T9–L4	6	697,3	± 293,6	3,54	± 1,5	7,24	± 1,6	2,68
Recreation								
Basketball								
T9–L4	3	1375	± 460,5	6,74	± 2,27	17,9	± 5,71	6,62
Billiards								
C5–C8	2	593,3	± 92,4	2,93	± 0,46	6,81	± 1,46	2,52
T1–T8	4	516,8	± 170,9	2,51	± 0,77	6,1	± 2,57	2,26
T9–L4	5	495,6	± 74,8	2,42	± 0,35	6,77	± 2,15	2,51
Bowling								
C5–C8	2	604	± 321	2,89	± 1,63	6,37	± 2,19	2,36
Darts								
T1–T8	2	442	± 89,1	2,12	± 0,43	6,57	± 1,53	2,43
Tabletennis								
T1–T8	2	533	± 48,1	2,48	± 0,25	6,77	± 2,18	2,51
T9–L4	2	752,5	± 381,1	3,53	± 1,6	7,2	± 0,42	2,67
Activities of daily living								
Assisted standing								
T9–L4	2	238	± 5,7	1,23	± 0,03	3,15	± 0,43	1,17
Bedmaking								
C5–C8	4	633,8	± 173,6	3,05	± 0,8	6,9	± 0,68	2,56
T1–T8	3	616	± 14,2	2,94	± 0,09	7,92	± 0,84	2,93
T9–L4	3	535,3	± 58,6	2,51	± 0,21	7,76	± 1,43	2,87
Deskwork								
C5–C8	2	312,5	± 36,1	1,57	± 0,23	3,5	± 0,39	1,3
Driving								
T9–L4	4	472,1	± 75,3	2,34	± 0,31	6,05	± 1,36	2,24
Dusting								
C5–C8	2	559	± 89,1	2,78	± 0,61	4,89	± 0,74	1,81
T1–T8	3	484,3	± 39,1	2,34	± 0,11	6,66	± 0,38	2,47
T9–L4	3	626,7	± 316,3	3,02	± 1,52	7,07	± 3,28	2,62
Hand-cycling								
T9–L4 (5 m/h)	2	1154	± 446,2	5,67	± 2,17	15,6	± 6,4	5,76
T9–L4 (10 m/h)	2	1939	± 623	9,64	± 2,89	26,2	± 9,11	9,69
T9–L4 (all-out)	2	3246	± 1524	17,8	± 9,06	43,9	± 21,7	16,25

Laundry							
C5–C8	4	501,2	±	62,3	2,38 ± 0,22	5,85 ± 0,83	2,17
T1–T8	2	493,9	±	28	2,41 ± 0,13	7,31 ± 0,19	2,71
T9–L4	4	547,2	±	144,3	2,59 ± 0,74	6,16 ± 1,23	2,28
Moving items							
C5–C8	4	702,9	±	83,3	3,54 ± 0,41	8,43 ± 2,27	3,12
T1–T8	2	870,8	±	582	4,32 ± 2,93	9,65 ± 4,49	3,57
T9–L4	3	585,4	±	232,7	2,83 ± 1,11	8,27 ± 3,39	3,06
Showering							
T9–L4	2	650	±	370,5	3,1 ± 1,79	6,77 ± 2,26	2,51
Stairclimbing							
C5–C8	2	1117	±	265,6	5,15 ± 0,97	16,1 ± 3,54	5,98
Vacuuming							
C5–C8	4	542	±	118,2	2,58 ± 0,55	6,62 ± 0,37	2,45
T1–T8	3	586,7	±	131,8	2,83 ± 0,62	7,57 ± 1,26	2,8
T9–L4	3	665,3	±	366,7	3,1 ± 1,69	7,21 ± 2,39	2,67
Walking							
C5–C8	2	877,3	±	556,9	4,2 ± 2,66	12,9 ± 8,17	4,77
T9–L4	9	959,9	±	334,8	4,7 ± 1,71	12,7 ± 3,16	4,7
Washing dishes							
C5–C8	4	418,3	±	119	2,03 ± 0,66	4,55 ± 0,71	1,69
T1–T8	2	535,5	±	70	2,6 ± 0,24	8,09 ± 1,03	3
T9–L4	2	414,5	±	96,9	1,91 ± 0,41	5,1 ± 0,04	1,89
Wheeling on tile							
C5–C8	7	598	±	129,6	2,96 ± 0,62	7,55 ± 1,49	2,8
T1–T8	3	496,4	±	212	2,41 ± 1,02	6,3 ± 2,5	2,33
T9–L4	9	689,5	±	345	3,37 ± 1,74	8,95 ± 3,81	3,31
Wheeling on carpet							
C5–C8	3	671,4	±	258,9	3,38 ± 1,29	7,47 ± 0,95	2,77
T1–T8	2	890,5	±	39,7	4,48 ± 0,23	11,5 ± 3,42	4,26
T9–L4	7	687,2	±	148	3,3 ± 0,73	9,04 ± 2,5	3,35
Wheeling on grass							
C5–C8	2	982,5	±	293,4	4,96 ± 1,27	12 ± 0,82	4,43
T9–L4	2	1537	±	247,5	7,81 ± 0,92	16,8 ± 3,25	6,22
Wheeling outside							
C5–C8	2	645,1	±	30,9	3,33 ± 0,49	9,63 ± 0,26	3,57
T1–T8	2	861,3	±	123,4	4,25 ± 0,82	11,4 ± 2,06	4,24
T9–L4	3	1050	±	163,3	5,1 ± 0,61	11,3 ± 0,97	4,2

O GASTO ENERGÉTICO (MÉDIA ± SD) PARA AS ATIVIDADES EM MULHERES COM LESÃO MEDULAR INCOMPLETA E COMPLETO,



ATIVIDADE/LESÃO	n	VO2(mL/min)	kcal/min	mL/kg/min	SCI MET
Fitness					
Armcranking (32W)					

T1–T8	2	756	± 339,5	3,77 ± 1,52	11,1 ± 6,68	4,1
Circuit training						
T1–T8	2	474,5	± 129,5	2,58 ± 0,87	7,25 ± 0,37	2,7
Weight training						
T1–T8	2	479,1	± 76,9	2,44 ± 0,39	7,46 ± 1,23	2,8
Activities of daily living						
Dusting						
T1–T8	2	422	± 108,9	1,96 ± 0,55	5,44 ± 0,56	2
Moving items						
T9–L4	2	582	± 18,4	2,81 ± 0,13	9,26 ± 2,78	3,4
Vacuuming						
T1–T8	2	481,5	± 116,7	2,24 ± 0,59	6,22 ± 0,75	2,3
Washing dishes						
C5–C8*	2	235,7	± 101,9	1,26 ± 0,73	2,47 ± 0,3	0,9
T1–T8	3	303,7	± 44	1,45 ± 0,15	4,02 ± 0,65	1,5
T9–L4	2	388,3	± 39,5	1,89 ± 0,18	6,24 ± 2,29	2,3
Wheeling on carpet						
T1–T8	2	573	± 361	2,92 ± 1,82	8,42 ± 2,55	3,1
Wheeling on sidewalk						
T1–T8	2	515,4	± 315,4	2,62 ± 1,66	8,11 ± 2,7	3
Wheeling on tile						
T1–T8	3	362,1	± 100,6	1,74 ± 0,42	5,8 ± 0,93	2,1
T9–L4	2	603,5	± 46,7	3,05 ± 0,11	10,5 ± 2,09	3,9

* Incomplete

APÊNDICE 1

M. T., TORRES; S. A. G., OLIVEIRA

PROGRAMA DE POS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECANICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA			
			
DESENVOLVIMENTOS DE UMA METODOLOGIA PARA TESTES ERGOMÉTRICOS EM PESSOAS COM DEFICIÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES			
MOISÉS DE M. TORRES		SONIA A. G. OLIVEIRA	
PROTOCOLO PERSONALISADO			
DADOS PACIENTE			
NOME			NASCIM.
LOGRADOURO			BAIRRO
COMPLEMENTE			ESTADO
CIDADE			CEP
TELEFONE			CPF
SOLICITANTE			
NOME			PROF.
NOME			PROF.
PARÂMETROS ESCOLHIDOS			
ALTURA DA LESÃO	COND. FÍSICO	CARD. PRÉ-DIAG.	MODO DE TRABALHO
PROTOCOLO PERSONALIZADO			
	DURAÇÃO	VELOCIDADE	POTÊNCIA
ESTÁGIO 1			
ESTÁGIO 2			
ESTÁGIO 3			
ESTÁGIO 4			
ESTÁGIO 5			
ESTÁGIO 6			
ESTÁGIO 7			
ESTÁGIO 8			
ESTÁGIO 9			
ESTÁGIO 10			
GRÁFICO POTÊNCIA X TEMPO			
			
BATIMENTOS ESPERADOS			
MÁXIMO			SUBMÁXIMO
PREENCHER O CAMPOS ABAIXO			
ESTÁGIO ALCANÇADO			
BATIMENTOS ALCANÇADO			
<p>____/____/____ UBERLÂNDIA, MG</p> <p>_____ RESPONSÁVEL</p>			

JESUS VIVE