

**VALIDAÇÃO DE ÍNDICES BASEADOS EM BATIMENTOS CARDÍACOS  
NA ESTIMATIVA DA EFICIÊNCIA ENERGÉTICA DURANTE A  
PROPULSÃO EM CADEIRA DE RODAS POR INDIVÍDUOS COM LESÃO  
MEDULAR**

Alessandra Célia Bonfim Coutinho

Orientador: Paulo Sérgio Siebra Beraldo

Brasília

**2007**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**VALIDAÇÃO DE ÍNDICES BASEADOS EM BATIMENTOS CARDÍACOS  
NA ESTIMATIVA DA EFICIÊNCIA ENERGÉTICA DURANTE A  
PROPULSÃO EM CADEIRA DE RODAS POR INDIVÍDUOS COM LESÃO  
MEDULAR**

Dissertação apresentada ao Centro SARAH de Formação e Pesquisa da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação, como exigência parcial para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Aluna: Alessandra Célia Bonfim Coutinho

Orientador: Paulo Sérgio Siebra Beraldo

Brasília

**2007**



## Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação

**Centro SARAH de Formação e Pesquisa**  
**Programa de Pós-Graduação**  
**Mestrado em Ciências da Reabilitação**

ATA DE NÚMERO 28 (VINTE E OITO) DA SESSÃO PÚBLICA DE ARGÜIÇÃO E DEFESA DA DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA ALUNA **ALESSANDRA CÉLIA BONFIM COUTINHO**, PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO - ESPECIALIDADE: EDUCAÇÃO FÍSICA.

Aos três dias do mês de outubro do ano de dois mil e sete, realizou-se, no Auditório C, no Edifício Sede da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação - Brasília, a sessão pública para apresentação da defesa de Dissertação "**Validação de índices baseados em batimentos cardíacos na estimativa do gasto energético durante a propulsão em cadeira de rodas por indivíduos com lesão medular**", da aluna **Alessandra Célia Bonfim Coutinho**. A Banca Examinadora foi constituída pelos seguintes professores: Dr. Paulo de Tarso Veras Farinatti, professor convidado, Professor-Doutor da Universidade do Estado do Rio de Janeiro; Dr. Sérgio Ricardo Menezes Mateus; Membro do Corpo Docente Permanente do Centro SARAH de Formação e Pesquisa, e Dr. Paulo Sérgio Siebra Beraldo, Membro do Corpo Docente Permanente do Centro SARAH de Formação e Pesquisa e orientador, que presidiu a sessão. Os trabalhos iniciaram-se às doze horas e trinta minutos, com apresentação da Dissertação feita pela mestranda. Em seguida, a candidata foi argüida publicamente pelos membros da Banca Examinadora, que discutiram os aspectos de forma e conteúdo relativos ao tema da Dissertação. Ao final, a Dissertação defendida foi considerada aprovada, fazendo a aluna **Alessandra Célia Bonfim Coutinho** jus ao título de Mestre em Ciências da Reabilitação - Educação Física. Nada mais havendo a tratar, eu, Denise Mafra, Supervisora do Programa de Pós-Graduação do Centro SARAH de Formação e Pesquisa da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação e secretária desta sessão, lavrei a presente Ata que, depois de lida e aprovada, será assinada por mim e pelos membros da Banca Examinadora. Brasília-DF, 03 de outubro de 2007.

Denise Mafra  
Supervisora do Programa de Pós-Graduação

Dr. Paulo de Tarso Veras Farinatti  
Professor-Doutor da Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Dr. Sérgio Ricardo Menezes Mateus  
Membro do Corpo Docente Permanente

Dr. Paulo Sérgio Siebra Beraldo  
Membro do Corpo Docente Permanente

Dedico

Aos meus pais, Ilídio e Ester,  
Ao meu marido Amauri e nossos filhos queridos, Manuela e Bernardo.

“Se enxerguei mais longe foi porque me apoiei sobre os ombros de gigantes.”  
Isaac Newton, 1642-1727

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pela oportunidade da vida;

Aos meus pais, por tudo que fizeram, com simplicidade e sabedoria, para me tornar o que sou;

Ao meu marido, pela mão que segura forte a minha;

Aos meus filhos, por me lembrar, todos os dias, da importância do existir;

Ao Dr. Beraldo, pelo exemplo de competência e compromisso, por compartilhar o conhecimento de maneira tão singular e por me orientar também para a vida;

À professora Denise Mafra pelo apoio, pela alegria e conselhos que foram além da ciência;

À Rede Sarah, pela formação profissional e, sobretudo, humana;

À toda equipe de Educação Física, em especial ao professor Humberto Andrade pelo apoio e ao professor Carlos Eduardo Varão Perna pela colaboração na seleção dos pacientes;

À equipe do programa Lesado Medular, pelo exemplo de dedicação;

Aos funcionários da Universidade Sarah, da Biblioteca, da Oficina Ortopédica, do Setor de Foto-Imagem, por toda colaboração;

Aos voluntários, pacientes, pela participação no estudo;

Aos amigos e todos aqueles que contribuíram para que este estudo se concretizasse.

## RESUMO

**Introdução:** Grande número de indivíduos com lesão medular faz uso de cadeira de rodas para o seu deslocamento. A propulsão da cadeira de rodas demanda grande energia. Avaliar o gasto energético é necessário para determinar a efetividade clínica de importantes procedimentos no processo de reabilitação, como a adequada escolha de adaptação no auxílio-locomotoção, ou a avaliação da aptidão física e da prescrição do exercício. A mensuração do consumo de oxigênio, padrão-ouro, além de seu elevado custo, é restrita a ambientes laboratoriais. Uma alternativa é a utilização de índices baseados nos batimentos cardíacos. Não existem evidências da validade desses índices no contexto mencionado. **Objetivo:** Validar índices baseados nos batimentos cardíacos para avaliação do gasto energético durante a propulsão da cadeira de rodas por indivíduos com lesão medular. **Material e método:** Participaram do estudo 48 homens ( $29 \pm 7,8$  anos de idade) com lesão medular traumática entre C6 e T12, ASIA A ou B (motor completo). O tempo de lesão variou de 0,3 a 14,4 anos. No exame, foram coletados os dados de consumo de oxigênio e frequência cardíaca, durante o repouso e exercício, mediante analisador de gases portátil e monitor de batimentos cardíacos. O exercício consistiu em tocar a cadeira em velocidade confortável, por aproximadamente cinco minutos. A partir dos batimentos cardíacos, velocidade e distância, os índices de custo fisiológico (ICF), de batimentos cardíacos totais (IBCT) e de custo cardíaco de propulsão (ICCP) foram obtidos. Esses resultados foram correlacionados com o custo de oxigênio (validade de critério) e nível de lesão (validade do constructo). **Resultados:** Comparados com o custo de oxigênio, independentemente do nível de lesão, os melhores resultados foram apresentados, de forma equivalente, pelo IBCT ( $r=0,58$ ;  $P < 0,001$  e IC95% de 0,36 a 0,74) e ICCP ( $r=0,59$ ;  $P < 0,0001$  e IC95% de 0,36 a 0,75), enquanto que o pior coeficiente foi dado pelo ICF ( $r=0,38$ ;  $P < 0,01$  e IC95% de 0,11 a 0,60). O coeficiente de correlação ponderado dos três índices com o nível da lesão variou de 0,81 a 0,86. **Conclusão:** Pelo menos nos pacientes estudados, os índices IBCT e ICCP foram válidos para estimar o gasto energético durante a propulsão da cadeira de rodas. Todos os índices mostraram uma correlação coerente com o nível da lesão. Aliados a uma boa reprodutibilidade e responsividade (sensibilidade a mudanças), esses índices poderão ser úteis na reabilitação.



## ABSTRACT

**Background:** Great number of individuals with spinal cord injury makes use of the wheelchair for its displacement. The wheelchair propulsion demands great energy. To evaluate the energy expenditure is necessary for determining the clinical effectiveness of important procedures in the rehabilitation process, as adjusted choice and adaptations in the aid locomotion, as well as in the evaluation of the physical fitness and exercise prescription. The gauging of the oxygen consumption, gold-standard, is expensive and restricted in laboratories environments. An alternative is the indexes based on the heart rate. There is no evidence of these indexes validation in the mentioned context. **Objective:** The objective was to validate indexes based on the heart rate for evaluation of the energy expenditure during wheelchair propulsion by individuals with spinal cord injury. **Methods:** Forty-eight spinal cord injured men ( $29.0 \pm 7.8$  years) participated of the study with complete motor level between C6 and T12 (ASIA A or B). The injury time varied of 0.3 to 14.4 years. At examination, the data of oxygen consumption and heart rate was collected, during the rest and exercise, by portable analyzer of gases and monitor heart rate. The exercise consisted of wheeling at a self-selected, comfortable speed, for approximately 5 minutes. The physiological cost index (PCI), total heart beat index (THBI) and the propulsion cardiac cost index (PCCI) was calculated by heart rate, speed and distance. These values were correlated with oxygen cost (criterion validity) and injury level (construct validity). **Results:** Comparing with oxygen cost, independent of the injury level, the best results were presented, similarly, by THBI ( $r=0.58$ ;  $P < 0.001$  CI95% 0.36 to 0.74) and PCCI ( $r=0.59$ ;  $P < 0.0001$  CI95% 0.36 to 0.75). The PCI presented the worst correlation coefficient ( $r=0.38$ ;  $P < 0.01$  CI95% de 0.11 to 0.60). The weighted correlation coefficient of the three indexes with the spinal level of injury varied between 0.81 and 0.86. **Conclusions:** At least in the studied patients, the indexes THBI and PCCI had been valid esteem the energy expenditure during the wheelchair propulsion. All indexes showed a coherent correlation with level of injury. These indexes could be useful in the rehabilitation setting mainly if allied to a good reproductibility and sensitivity to the therapeutic changes.

# SUMÁRIO

<b>RESUMO .....</b>	<b>VI</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>VII</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>IX</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>X</b>
<b>LISTA DE ANEXOS .....</b>	<b>XI</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS .....</b>	<b>XII</b>
<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>2</b>
<b>LESÃO MEDULAR .....</b>	<b>2</b>
<i>Definição.....</i>	<i>2</i>
<i>Dados epidemiológicos.....</i>	<i>5</i>
<b>A CADEIRA DE RODAS.....</b>	<b>6</b>
<b>A INTERAÇÃO USUÁRIO-CADEIRA DE RODAS: A PROPULSÃO .....</b>	<b>7</b>
<b>O GASTO ENERGÉTICO.....</b>	<b>10</b>
<i>Métodos para aferição do gasto energético.....</i>	<i>11</i>
<i>A frequência cardíaca.....</i>	<i>15</i>
<i>A frequência cardíaca na lesão medular.....</i>	<i>17</i>
<i>Índices de consumo energético baseados em batimentos cardíacos.....</i>	<i>23</i>
Índice de Custo Fisiológico (ICF).....	23
Índice de custo cardíaco de propulsão (ICCP).....	25
Índice de Batimentos Cardíacos Totais (IBCT).....	26
<i>Velocidade.....</i>	<i>27</i>
<b>A VALIDAÇÃO DE UMA MEDIDA .....</b>	<b>28</b>
<b>OBJETIVO .....</b>	<b>30</b>
<b>CASUÍSTICA, MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>31</b>
<b>CASUÍSTICA.....</b>	<b>31</b>
<b>PROCEDIMENTOS.....</b>	<b>37</b>
<i>Avaliação inicial.....</i>	<i>37</i>
<i>Protocolo.....</i>	<i>39</i>
<i>Medidas de gasto energético.....</i>	<i>40</i>
Consumo de oxigênio.....	40
Frequência Cardíaca .....	44
Índices .....	45
<b>ANÁLISE ESTATÍSTICA .....</b>	<b>46</b>
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>50</b>
<b>DISTÂNCIA PERCORRIDA E VELOCIDADE.....</b>	<b>50</b>
<b>INDICADORES DE GASTO ENERGÉTICO.....</b>	<b>50</b>
<i>Consumo de O<sub>2</sub>.....</i>	<i>50</i>
<i>Frequência cardíaca.....</i>	<i>51</i>
<i>Índices de gasto energético.....</i>	<i>53</i>
Validação dos Índices .....	57
Validade de critério .....	57
Índice de Custo Fisiológico (ICF).....	57
Índice de Batimentos Cardíacos Totais (IBCT).....	59
Índice de Custo Cardíaco de Propulsão (ICCP).....	59
Validade do constructo.....	64
<i>Considerações post hoc.....</i>	<i>67</i>
<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>69</b>
<b>CONSUMO DE OXIGÊNIO: O PADRÃO-OURO.....</b>	<b>70</b>
<b>OS BATIMENTOS CARDÍACOS .....</b>	<b>72</b>
<b>OS ÍNDICES.....</b>	<b>77</b>
<b>LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....</b>	<b>82</b>
<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>86</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>87</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Compilação de possíveis complicações/alterações clínicas após a lesão medular. ....	4
Tabela 2 – Análise comparativa de estudos sobre a relação entre a frequência cardíaca e consumo de oxigênio em indivíduos com lesão medular. ....	21
Tabela 3 – Características da casuística.....	34
Tabela 4 – Distribuição dos medicamentos em uso pelos participantes.....	36
Tabela 5 – Média (desvio-padrão) e valores extremos, referentes aos parâmetros metabólicos e de desempenho nos grupos estudados. ....	56
Tabela 6 – Correlação entre os índices e velocidade com o consumo de oxigênio nos grupos. ....	58
Tabela 7 – Matriz de correlação dos parâmetros fisiológicos. ....	63
Tabela 8 – Correlação entre os índices e velocidade com o nível de lesão. ....	66

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Número de participantes por nível de lesão. ....	33
Figura 2 – Diagrama dos percursos utilizados no estudo. ....	38
Figura 3 – Analisador de gases portátil Cosmed K4b <sup>2</sup> . ....	41
Figura 4 – Etapas de calibração do equipamento de avaliação do consumo de oxigênio (Cosmed K4b <sup>2</sup> ). ....	43
Figura 5 – Frequência cardíaca média basal e durante o exercício, para os grupos de tetraplégicos (TT), paraplégicos com lesão alta (PPa) e baixa (PPb). ....	52
Figura 6 – Representação gráfica do estado de equilíbrio do consumo de oxigênio e da frequência cardíaca em função do tempo, do paciente #30.. ....	54
Figura 7 – Representação gráfica do consumo de oxigênio e da frequência cardíaca em função do tempo do paciente #17, que não alcançou o estado de equilíbrio. ....	55
Figura 8 – Correlação de Pearson dos índices de custo fisiológico (ICF), de custo cardíaco de propulsão (ICCP) e batimentos cardíacos totais (IBCT) com o custo de oxigênio, durante a propulsão da cadeira de rodas em velocidade confortável por indivíduos com lesão medular. ....	61
Figura 9 – Coeficientes de correlação de Pearson e respectivos intervalos de confiança (95%) nas diversas análises conduzidas. ....	62
Figura 10 – Correlação dos índices com o nível da lesão (média simples/nível). ....	65
Figura 11 – Correlação da velocidade com o nível da lesão. ....	68

## **LISTA DE ANEXOS**

Anexo 1 – Dados brutos individuais referentes à caracterização da amostra. ....	99
Anexo 2 – Dados brutos referentes ao consumo de oxigênio. ....	100
Anexo 3 – Dados brutos referentes aos batimentos cardíacos, índices, tempo, distância e velocidade .....	101
Anexo 4 – Termo de consentimento livre e esclarecido. ....	102

## LISTA DE ABREVIATURAS

**ANOVA** – Análise de variância  
**ASIA** – *American Spinal Injury Association*  
**bat/m** – batimentos por metro  
**bpm** – batimentos por minuto  
**CO<sub>2</sub>** – Gás carbônico  
**FC** – Frequência cardíaca  
**IBCT** – Índice de batimentos cardíacos totais  
**ICCP** – Índice de custo cardíaco de propulsão  
**ICF** – Índice de custo fisiológico  
**ICO** – Índice de custo de oxigênio  
**IMC** - Índice de massa corporal  
**LM** – Lesado medular  
**VO<sub>2</sub>** – Consumo de oxigênio

## **INTRODUÇÃO**

De maneira geral, a cadeira de rodas é o principal meio de locomoção de indivíduos com lesão medular. Desenvolver a independência para a sua utilização tem sido um dos principais objetivos do programa de reabilitação dessa população.

Diversos fatores podem influenciar a interação paciente/cadeira de rodas. Esses devem ser avaliados mediante a opinião do paciente, do seu cuidador ou da equipe de reabilitação que o acompanha. Essa forma de avaliação não deve ser exclusiva, mas complementada com métodos objetivos, mais sensíveis e reprodutíveis, possibilitando a tomada de decisões.

Nesse sentido, o presente estudo direciona-se para a validação de um método objetivo que possa quantificar o gasto energético do paciente com lesão medular ao utilizar sua cadeira de rodas. Isso permitiria, em tese, determinar a efetividade clínica de procedimentos importantes no processo de reabilitação, como adaptações e adequada escolha da cadeira de rodas, avaliação da aptidão física e prescrição de treinamento.

A literatura propõe o uso de índices que medem a eficiência do deslocamento, a partir dos batimentos cardíacos, como forma alternativa de avaliação do custo de energia em substituição aos métodos mais dispendiosos, como a mensuração do consumo de oxigênio, e restritos a ambientes laboratoriais.

Não foram identificados, na literatura, estudos de validação desses índices para a estimativa do gasto energético durante a propulsão da cadeira de rodas em pacientes com lesão medular.

## **REVISÃO DA LITERATURA**

O custo de energia durante uma atividade física é uma informação de suma importância na avaliação de um programa de reabilitação motora. Uma maneira de conduzir essa estimativa, de forma simples e de baixo custo, é através de índices baseados nos batimentos cardíacos durante o exercício. A validação desses índices encontra-se bem documentada em diversas situações clínicas e tipos de exercícios. Porém, no que diz respeito a pacientes com lesão medular e o esforço para propulsionar sua cadeira de rodas, esses índices ainda não foram adequadamente investigados.

Para explorar melhor essas questões, decomporemos as partes envolvidas, no sentido do melhor entendimento do todo. Partiremos dos três principais aspectos que podem influenciar o desempenho numa cadeira de rodas: o usuário que produz a energia, a cadeira de rodas ou veículo mecânico que determina a energia requerida e a interação entre eles.<sup>1</sup> Para a apresentação do primeiro aspecto, abordaremos, de modo sucinto, o que é a lesão medular traumática. Em seguida, será explorada a cadeira de rodas. Por último, direcionaremos a atenção à sua propulsão, momento em que se observa a interação usuário-cadeira de rodas, no que tange ao gasto energético.

### **Lesão Medular**

#### **Definição**

A medula espinhal, localizada dentro do canal vertebral da coluna, é a estrutura nervosa responsável pela transmissão de impulsos nervosos advindos do cérebro para todas as partes do corpo, e vice-versa. Não só participa no controle de funções vitais como a respiração, circulação sanguínea e regulação da temperatura corporal, mas também é



responsável pelo controle do movimento e da postura, do funcionamento da bexiga, intestinos, órgãos sexuais, entre outros.<sup>2</sup>

Uma lesão nessa estrutura, por trauma, infecção, inflamação, déficit vascular ou tumor, pode levar a alterações de grandes proporções, a depender do local e da gravidade do acometimento, alterando as funções somáticas, sensitivas e autônomas do sistema nervoso.<sup>3</sup> Como resultado, além da paralisia dos músculos abaixo do nível da lesão, complicações secundárias podem ocorrer como consequência da lesão medular nos vários órgãos e sistemas do corpo humano, como as relacionadas na Tabela 1.

**Tabela 1** – Compilação de possíveis complicações/alterações clínicas após a lesão medular.\*

<b>Sistema</b>	<b>Alterações a depender do nível da lesão</b>
Cardiovascular	Disfunção autonômica (vagotonia) Disreflexia autonômica Instabilidade hemodinâmica (vasodilatação) Trombose venosa profunda e tromboflebite Arritmias (bradiarritmias)
Digestório	Intestino neurogênico (incontinência, constipação) Abdômen agudo Úlceras gástricas ou duodenal Colelitíase Refluxo gastroesofágico
Endócrino	Disfunção metabólica Intolerância oral a carboidrato Resistência insulínica Dislipidemia Elevado colesterol de baixa densidade (LDL) Reduzido colesterol de alta densidade (HDL)
Tegumentar	Perda completa ou parcial da sensibilidade Úlceras de pressão (escaras)
Musculoesquelético	Paralisia completa ou parcial dos músculos Espasticidade Ossificação heterotópica Osteoporose Fraturas Dor no ombro Síndrome do túnel do carpo
Nervoso	Seringomielia Dor neuropática
Reprodutor	Disfunção sexual neurogênica
Respiratório	Distúrbio ventilatório restritivo Tromboembolismo pulmonar Insuficiência respiratória aguda e crônica Aumento do tônus brônquico Atelectasia e tosse inefetiva Pneumonia Dependência ventilatória Platipnéia (oposto de ortopnéia)
Urinário	Bexiga neurogênica Infecção do trato urinário Nefrolitíase Hidronefrose Carcinoma de bexiga Insuficiência renal
Imunológico	Depressão da imunidade humoral (maior susceptibilidade a infecção)
Outros	Alteração da composição corporal (> percentual de gordura) Poiqilotermia (dificuldade no controle da temperatura corporal) Depressão e ansiedade

\*Baseada em revisões clássicas sobre o tema.<sup>4,5</sup>

Termos como “tetraplegia” e “paraplegia” são utilizados para a caracterização da apresentação clínica quando há comprometimento da função motora e/ou sensitiva dos segmentos cervicais para o primeiro, e torácicos, lombares ou sacrais, para o segundo termo.

O primeiro registro de uma lesão medular ocorreu nos primórdios da civilização, há cerca de 3500 anos, no *Papiro de Edwin Smith*.<sup>6</sup> No documento há a descrição de deslocamento e fratura de vértebra cervical de um soldado egípcio. O relato ressalta o quadro como uma condição grave, discutindo a terapia e o prognóstico, diante da frustrante impossibilidade de tratamento.

Ao longo dos anos e com o advento das guerras mundiais, o tratamento da lesão medular tem sofrido grande avanço, o que permitiu a mudança do perfil epidemiológico desses pacientes, em função do aumento da expectativa de vida.<sup>7</sup> A reabilitação do indivíduo com lesão medular tem tradicionalmente destacado o desenvolvimento da máxima independência possível.<sup>4</sup> A atenção com a qualidade de vida também tem sido foco de preocupação na literatura especializada,<sup>8</sup> com uma gradativa valorização da prática da atividade física<sup>9:10</sup> e da participação esportiva nos programas de reabilitação.<sup>11-14</sup>

### **Dados epidemiológicos**

Um recente estudo estima que existam cerca de 220 a 750 indivíduos com lesão medular por milhão de habitantes em todo o mundo. A depender da localidade, 10 a 83 novos casos por milhão de habitantes surgem a cada ano.<sup>15</sup>

Dados epidemiológicos mostram que 2/3 da população com lesão medular é constituída por paraplégicos. Estudos anteriores apontavam uma proporção de 90%. Isso mostra que o percentual de tetraplégicos tem crescido ao longo do tempo, chegando a 54% nos Estados Unidos. A maioria dos pacientes com lesão medular é de jovens, com idade média de 38 anos e proporção homem:mulher de 4:1.<sup>15</sup>

Em enfermarias de ortopedia de sete capitais brasileiras, a prevalência pontual do diagnóstico de lesão medular traumática foi de 9%.<sup>16</sup> De qualquer forma, considerando as cifras médias de prevalência e incidência estimadas para todo o mundo, mencionadas inicialmente, podemos calcular que o Brasil deve contar com cerca de 100.000 pessoas com lesão medular traumática. A cada ano, a partir de 18.000 novos casos serão acrescidos a esse número. Objetivamente, no Brasil, dados referentes ao censo de 1991, demonstram que existiam naquele ano cerca de 200.000 paraplégicos e 46.000 tetraplégicos.<sup>17</sup>

### **A cadeira de rodas**

Mudanças dramáticas no estilo de vida são comuns após uma lesão medular.<sup>7</sup> A incapacidade de realização da marcha é uma delas. Grande parte dos indivíduos passa a utilizar a cadeiras de rodas como forma de deslocamento.<sup>18-20</sup> Os dados afirmam que setenta e cinco por cento dos usuários de cadeira de rodas usam o modelo manual.<sup>21</sup>

Existem três tipos principais de cadeira de rodas manual: as impulsionadas por alavancas,<sup>20;22-24</sup> por manivelas (conhecidas como triciclos)<sup>20;25;26</sup> e a mais comum e objeto de nosso estudo, a cadeira de rodas convencional.

Hoje, existe uma grande variação do *design* da cadeira de rodas, o que permite a prescrição conforme as características e necessidades individuais do usuário.<sup>27-29</sup> No caso de indivíduos com tetraplegia, por exemplo, uma vez que a preensão da mão está comprometida, os aros podem estar adaptados com pinos ou mangueiras. Assim, com o aumento do atrito, há o favorecimento da aplicação da força dos membros superiores. Mais recentemente, cadeiras semi-motorizadas têm sido propostas como forma de aumentar a força de propulsão, através de motor acoplado e ajustado, conforme o esforço do usuário.<sup>27</sup>

## **A interação usuário-cadeira de rodas: a propulsão**

Durante as últimas décadas, grande número de estudos tem sido realizado para o entendimento da propulsão manual da cadeira de rodas.<sup>1;30-32</sup> Inicialmente, o foco era mecânico, no que se refere ao material, durabilidade e segurança. Recentemente, o interesse evoluiu para o estudo de aspectos fisiológicos e biomecânicos.<sup>30</sup>

Do ponto de vista biomecânico, um dos motivos que tem direcionado as investigações é a preocupação quanto às futuras complicações geradas em função da excessiva utilização dos membros superiores. Existem evidências de que esses pacientes padecem de importantes distúrbios algícos, envolvendo articulações, ossos e tecidos moles da cintura escapular, com graves limitações físicas que interferem nas suas atividades de vida diárias e, por conseguinte, na sua qualidade de vida.<sup>33-37</sup>

A propulsão da cadeira de rodas convencional se dá pelo impulso simultâneo das mãos nos aros das rodas. O trabalho das mãos constitui um torque momentâneo e gera o deslocamento angular que permite o movimento das rodas.<sup>30</sup> Para a manutenção do deslocamento, esse toque é repetido no tempo, numa dada frequência, caracterizando, assim, um movimento de padrão cíclico. Toda essa mecânica de propulsão pode ser influenciada por condições diversas, desde a velocidade de deslocamento, a resistência imposta ao aro,<sup>38</sup> a configuração da cadeira de rodas,<sup>27</sup> a altura do assento,<sup>32</sup> até as técnicas de propulsão individuais.<sup>30;39</sup>

Há um consenso quanto à baixa eficiência mecânica dessa forma de propulsão, particularmente quando comparada à progressão por manivelas ou em cicloergômetro.<sup>26;30;40</sup> Calculada a partir da razão entre a produção de energia externa (do inglês *power output*, em outros termos, o produto entre a carga e a velocidade linear de deslocamento) e a liberação interna de energia (consumo de oxigênio sob condições submáximas), a eficiência mecânica tem sido relatada na literatura entre 2% a 10%.<sup>30;41</sup> Isso implica dizer que apenas esse

percentual da energia liberada internamente é de fato utilizado para a produção do trabalho, sendo o restante dissipado na forma de calor.<sup>41</sup> Em termos comparativos, vale citar que, atividades que implicam a participação de grandes grupos musculares, como andar, correr e pedalar, resultam numa eficiência de 20% a 25%.<sup>42</sup>

Possivelmente, ao longo dos anos de uso, essa ineficiência mecânica possa resultar nos distúrbios do sistema músculo-esquelético da cintura escapular, relatados anteriormente.<sup>33</sup> Ademais, a baixa eficiência mecânica explicitada acima, contribuiria para o aumento do custo de energia.

Assim como a biomecânica, a fisiologia tem contribuído de maneira decisiva para o entendimento da interação entre o indivíduo com lesão medular e a sua cadeira de rodas.

Em função da reduzida ou paralisada massa muscular, o custo de energia das atividades diárias do paciente com lesão medular é substancialmente alterado.<sup>43</sup> O primeiro relato na literatura sobre o custo energético do deslocamento na cadeira de rodas ocorreu em 1952, desenvolvido por Gordon (*apud* Dreinsinger<sup>44</sup>). Em 1958, noutra publicação, Gordon (*apud* Dreinsinger<sup>44</sup>) relatou que três indivíduos saudáveis tocaram a cadeira de rodas na velocidade de 32 m/min e que isso teria um gasto energético de 2,4 kcal/min. Até meados dos anos 70, acreditou-se que tocar a cadeira de rodas demandava menos energia do que realizar a marcha. Em 1975, Glaser et al. (*apud* Dreinsinger<sup>44</sup>) relataram que tocar a cadeira de rodas e caminhar na mesma velocidade exigiam o mesmo gasto energético. Já nessa época, no entanto, observou-se maior frequência cardíaca durante a propulsão da cadeira de rodas que durante a marcha para uma dada velocidade.<sup>45</sup> Sabe-se hoje que, para tocar a cadeira de rodas em piso liso, indivíduos com lesão medular entre C4 e T3, gastam 2,6 kcal/min enquanto aqueles com lesão entre T4 e L5, consomem 3,1 kcal/min.<sup>46</sup> Essa informação foi obtida a partir de resumo da 49ª Conferência da Sociedade Americana de Paraplegia, que não incluiu maiores detalhes sobre a gravidade das lesões estudadas.

Do ponto de vista fisiológico, o exercício físico realizado pelos membros superiores implica uma série de variações, quando comparado ao promovido pelos membros inferiores. Sabe-se que, sob a mesma potência de trabalho, as respostas metabólicas e cardiopulmonares do exercício feito com os membros superiores são maiores.<sup>47</sup> Para esses, o custo fisiológico é maior para uma determinada carga submáxima e a resposta fisiológica é menor no exercício máximo.<sup>48</sup> O volume sistólico e o limiar ventilatório são mais baixos.<sup>48</sup> A frequência cardíaca, a ventilação–minuto, a concentração de lactato, a pressão sanguínea (por maior resistência periférica), são maiores.<sup>47-49</sup>

Quando o exercício é analisado a partir de respostas obtidas por indivíduos com lesão medular, observam-se algumas alterações adicionais. Como explicaremos mais adiante, nos indivíduos com lesão acima de T6, a atuação das fibras simpáticas do Sistema Nervoso Autônomo (SNA) está completa ou parcialmente comprometida e isso contribui para a redução da frequência cardíaca e limitação do débito cardíaco. Em condições similares de exercício, a pessoa com lesão medular produz um volume sistólico menor em relação à pessoa saudável, devido à incapacidade dos membros inferiores, flácidos e paralisados, contribuírem com o retorno venoso. Isso reduz a melhora da aptidão cardiovascular.<sup>49</sup>

Já é sabido que as pessoas com lesão medular apresentam níveis mais baixos de atividade física que a população saudável.<sup>49</sup> Nos paraplégicos, para uma dada frequência cardíaca máxima, o pico de  $VO_2$  é menor que nos indivíduos saudáveis. Van Loan et al.<sup>50</sup> encontraram diferentes valores para o pico de consumo de oxigênio entre indivíduos saudáveis, paraplégicos e tetraplégicos, alcançando o primeiro grupo, os valores mais altos. Segundo Hopman et al. (*apud* Mukerjee, in “Ergonomics of Manual Wheelchair Propulsion, State of the Art”, 1991),<sup>51</sup> essa observação é explicada pela menor massa muscular esquelética ativa, notadamente nas pernas e tronco, levando à falta de estabilização do corpo.

Alguns outros argumentos também procuram explicar o fato de o mecanismo de propulsão na cadeira de rodas ser considerado biomecânica e energeticamente extenuante. De um lado, a complexa anatomia funcional do membro superior, aliada ao padrão de movimento para aplicação simultânea da força propulsiva. A restrição gerada pela posição sentada e a necessária orientação espacial em relação ao aro também ajudam a explicar a questão.<sup>30</sup> Por outro lado, a exigência sobre a pequena musculatura e a reduzida capacidade de trabalho máxima dos membros superiores favorecem uma aumentada tendência para fadiga local.

Em suma, vários aspectos podem influenciar o desempenho do indivíduo na cadeira de rodas, tanto os ambientais, quanto os relativos à pessoa. A resistência oferecida pela superfície,<sup>30;52;53</sup> e pelo ar,<sup>30</sup> o efeito gravitacional durante a descida e subida de rampas,<sup>53</sup> o tipo de cadeira de rodas, incluindo a fricção interna<sup>19;29;30;54</sup> e a pressão dos pneus,<sup>54</sup> são exemplos de fatores ambientais. O nível,<sup>53</sup> extensão e tempo da lesão medular, comorbidades, condicionamento físico, características antropométricas, idade e gênero,<sup>55</sup> são exemplos de fatores ligados ao indivíduo.

Conseqüentemente, todos esses fatores podem influenciar a demanda energética necessária à propulsão. Antes, porém, de direcionarmos nossa atenção para o gasto energético, abriremos parêntese para explicar como, de maneira geral, pode ser conduzida a sua avaliação.

### **O gasto energético**

Para seu adequado funcionamento, o corpo humano necessita de energia. Assim como no universo, esta não é criada nem destruída, mas transformada de uma para outra forma, como preconiza a lei da conservação de energia.<sup>42;56</sup> Durante o exercício, por exemplo, parte da energia química liberada pelo alimento é convertida em energia mecânica (contração muscular) e, subseqüentemente, em energia térmica, ou calor. Em outros termos, a energia



liberada pelo fracionamento dos alimentos pode ser determinada diretamente pela quantidade de calor produzida.

Em comparação com as várias funções metabólicas, o exercício físico é o que exige maior demanda energética e varia conforme a intensidade e duração da atividade, bem como da aptidão do indivíduo.<sup>56</sup>

A despeito das similaridades de termos observadas na literatura, para efeito de aplicação adequada dos mesmos, serão consideradas aqui, diferenças peculiares das expressões “gasto energético” e “custo energético”. Seguindo as definições apontadas pelo dicionário Michaelis,<sup>57</sup> o termo “gasto energético” implica a “quantidade de energia consumida ou despendida”, como é o caso do total de litros de oxigênio consumidos para a realização de uma atividade. Para ilustrar esse conceito, consideram-se duas pessoas que, durante uma corrida, consomem “x” litros de oxigênio. No entanto, essas pessoas podem apresentar desempenhos diferentes com a mesma quantidade de energia, quando uma delas é capaz de percorrer distância maior que a outra. Nesse caso, elas apresentam “custo energético” diferentes. Esse conceito implica, assim, a eficiência do uso da energia, ou o trabalho ou esforço para o qual a energia foi utilizada. Neste estudo serão utilizados os termos consumo e custo de oxigênio que seguirão, como veremos adiante, a mesma explicação apresentada aqui.

### **Métodos para aferição do gasto energético**

A quantidade de energia produzida pelo corpo, seja durante o repouso ou em exercício, pode ser determinada por métodos diretos (produção de calor) e indiretos (consumo de oxigênio).<sup>42</sup>

A calorimetria direta é o método capaz de medir a quantidade de calor produzida por um indivíduo no interior de uma câmara hermética, com isolamento térmico, denominado calorímetro do tipo bomba. Altamente preciso, esse método é restrito ao uso laboratorial. Sua

utilização também é limitada por questões de custo, de inviabilidade da avaliação em grande escala, além de atividades recreativas, esportivas e ocupacionais.<sup>56</sup>

Com base na premissa de que todas as reações aeróbicas no corpo dependem, em última análise, da utilização do oxigênio, a energia pode ser também indiretamente mensurada pela captação deste.<sup>56</sup> Esse método indireto permite inferir o metabolismo energético no repouso e durante a atividade física pela determinação da quantidade de oxigênio consumido. Esse raciocínio é válido somente para aquelas condições de exercício físico, ditas submáximas, em que, predominantemente, a oferta energética é proveniente do metabolismo oxidativo do ciclo de Krebs, em que o oxigênio é fundamental. Em outros termos, o ritmo estável de captação de oxigênio representa um equilíbrio entre a necessidade energética dos músculos ativos e a ressíntese aeróbica de adenosina trifostato (ATP).<sup>56</sup> Nessa condição, o débito cardíaco, as frequências respiratória e cardíaca, bem como outros parâmetros de trabalho respiratório, alcançam uma condição de estado de equilíbrio ou platô. Nos casos de exercício muscular intenso, anaeróbico, há uma quebra no fornecimento dessa energia, em função da alta demanda, quando o metabolismo passa a gerar energia por outras vias conhecidas, como glicolíticas ou anaerobiose.<sup>56</sup> Esse metabolismo anaeróbico é acompanhado pelo aumento do lactato, queda do pH sanguíneo e aumento da razão CO<sub>2</sub> expirado/O<sub>2</sub> inspirado. O ponto de corte entre esse desvio do metabolismo, ou seja, da definição do que seria um exercício submáximo, irá depender das condições individuais e do tipo de exercício.<sup>56</sup>

Assim, no exercício submáximo, o consumo de oxigênio reflete o custo de energia da atividade e pode indicar a eficiência do movimento.<sup>58</sup> Além disso, reflete a capacidade dos sistemas cardiovascular, pulmonar e metabólico.<sup>56;59</sup> Por essas razões, esse parâmetro é considerado o padrão-ouro para a avaliação da aptidão física e do gasto energético.<sup>60</sup>

Historicamente, um dos procedimentos mais comuns para a medição da calorimetria indireta em laboratórios, por meio de exercício em esteira ou ergômetros, foi o tradicional método da Bolsa de Douglas.<sup>52</sup> Mais recentemente, analisadores de gases portáteis<sup>59;61-66</sup> têm sido usados como recurso tecnologicamente mais avançado, para avaliação das atividades funcionais como a realização da marcha. Um desses aparelhos, com sua validade e reprodutibilidade devidamente reconhecidas na literatura,<sup>59;67;68</sup> foi desenvolvido para a análise do consumo de oxigênio, exclusivamente. Entre outras desvantagens, existia a impossibilidade do cálculo da taxa de troca respiratória ( $\text{CO}_2/\text{O}_2$ ). Em versão mais atual, é possível não só a medição do consumo de oxigênio, mas ainda a produção de  $\text{CO}_2$ .<sup>59;66</sup> A sua validade e reprodutibilidade de mensuração tem sido foco de investigação na literatura, com resultados positivos.<sup>59</sup>

Além da vantagem desse último recurso ser operado por telemetria, sua aplicação pode ocorrer quando o indivíduo está deitado, em repouso, ou engajado em várias atividades. No entanto, esse método ainda é considerado incômodo para o paciente, além de envolver equipamentos sofisticados, dispendiosos e, portanto, de manuseio restrito e especializado.<sup>69;70</sup>

O consumo de oxigênio (expresso por unidade de tempo – ml/kg/min), no entanto, pode não ser capaz de perceber as diferenças entre indivíduos, como por exemplo, da eficiência ventilatória.<sup>42</sup> Isso implica dizer que pessoas com semelhantes níveis de consumo de oxigênio podem apresentar produções de trabalho diferentes. Em outros termos, duas pessoas com o mesmo consumo de oxigênio percorreriam distâncias diferentes em determinado período de tempo. Para se ter a idéia de eficiência do movimento, portanto, o custo de oxigênio, expresso por unidade de distância (o consumo de oxigênio ajustado pela velocidade de deslocamento) tem sido utilizado como padrão-ouro em vários estudos e é calculado de acordo com a fórmula abaixo:<sup>71;72</sup>

$$\text{Custo de oxigênio (ml/kg/m)} = \frac{\text{VO}_2 \text{ (ml/kg/min)}}{\text{Velocidade média de propulsão (m/min)}}$$

Dessa forma, as diferenças intra e interindivíduos ficam mais evidentes.<sup>65</sup> Essa medida também é mais reprodutível do que a do consumo de oxigênio.<sup>64;73</sup>

A mensuração de custo de oxigênio leva em conta o oxigênio requerido por metro deslocado. É, portanto, uma medida de eficiência, porque relaciona o consumo de oxigênio ao desempenho,<sup>74</sup> possibilitando a comparação das diferenças de velocidade entre indivíduos ou, o mesmo indivíduo no tempo.<sup>60</sup>

O valor de consumo de oxigênio para o cálculo do custo inclui o oxigênio utilizado durante o repouso. Norman et al.<sup>60</sup> sugerem o cálculo da medida de forma mais precisa, considerando apenas o consumo de oxigênio específico do exercício. O índice de custo de oxigênio (ICO), então, foi proposto por acreditar que uma medida de custo energético mais precisa poderia ser determinada.<sup>60</sup>

Além do consumo de oxigênio, outros métodos têm sido utilizados para a estimativa do gasto energético. Cita-se, por exemplo, o acelerômetro ou sensor de movimento que registra as acelerações positivas e negativas em função da frequência e da intensidade dos movimentos corporais. Há uma relação direta entre o valor absoluto da aceleração corporal medida e o consumo de oxigênio, sendo possível o cálculo do gasto energético decorrente da atividade física. Os acelerômetros uniaxiais portáteis permitem o registro de frequência, intensidade e duração do movimento no eixo vertical.<sup>75-77</sup> Porém, a depender da região corporal onde é fixado, a captação de movimentos fica restrita a determinadas partes do corpo.<sup>78-80</sup>

Outro método utilizado para a previsão do gasto energético tem sido aquele baseado na atividade cardíaca. O sistema cardiovascular proporciona nutrição e oxigênio aos músculos

ativos. O transporte de oxigênio, associado à capacidade do músculo de gerar energia, determina o nível máximo de transferência da energia aeróbica durante o esforço.<sup>56</sup> Assim, durante o exercício em estado estável (do inglês *steady-state*), o metabolismo aeróbico passa a ser equivalente às necessidades energéticas do músculo.<sup>56</sup> A frequência cardíaca e a captação de oxigênio tendem a relacionar-se linearmente durante um exercício aeróbico.<sup>56</sup>

Essa relação linear entre a frequência cardíaca e o consumo de oxigênio em atividades submáximas tem sido demonstrada para indivíduos adultos saudáveis.<sup>56</sup> Também já foi observado durante a marcha de crianças saudáveis ou com paralisia cerebral<sup>81</sup> e de indivíduos com lesão medular.<sup>82;83</sup>

Com base nessa premissa, a frequência cardíaca também tem sido utilizada como parâmetro para estimativa da demanda energética. Índices que medem a eficiência do deslocamento a partir dos batimentos cardíacos têm sido propostos na literatura: índice de custo fisiológico (do inglês *physiological cost index* - PCI),<sup>84</sup> de batimentos cardíacos totais (do inglês, *total heart beat index* - THBI)<sup>83</sup> e o índice de custo cardíaco.<sup>85</sup>

Antes de abordarmos separadamente esses índices, faremos algumas considerações sobre a resposta cronotrópica e dromotrópica cardíaca.

## **A frequência cardíaca**

No coração humano saudável, cada batimento se origina no nodo sinoatrial, o marca passo natural, cuja atividade elétrica espontânea gera as contrações rítmicas cardíacas. A frequência intrínseca desses batimentos está em torno de 100 a cada minuto<sup>86</sup> e sofre influência do sistema nervoso autônomo (SNA). Este é responsável pela manutenção das funções involuntárias, específicas das estruturas viscerais e, portanto, da homeostase do organismo.<sup>87</sup> Assim, a influência neural sobre o coração, inervado por fibras simpáticas e

parassimpáticas do SNA, sobrepõe-se ao ritmo inerente do miocárdio dado pelo nódulo sinoatrial, aumentando ou diminuindo a frequência cardíaca.

As fibras parassimpáticas, que passam pelo nervo vago, liberam uma substância neurotransmissora chamada acetilcolina que aumenta o tempo entre os batimentos, ocorrendo assim a diminuição da função cardíaca: redução da frequência dos batimentos (bradicardia) e da força de contração do músculo cardíaco e ainda, o retardamento dos impulsos originários do nodo atrioventricular.<sup>88</sup> A atividade contínua dos nervos parassimpáticos cardíacos, ou tônus parassimpático, gera uma frequência cardíaca em torno de 70 bpm em repouso.<sup>86;89</sup>

A estimulação simpática apresenta a função inversa: aumenta a atividade cardíaca (taquicardia), necessária nas situações estressantes como o exercício, calor excessivo, emoção, entre outras.<sup>89</sup> Em indivíduos normais, a taquicardia que se segue imediatamente ao início do exercício deve-se, predominantemente, à supressão parassimpática e, em seguida, a manutenção da aceleração cardíaca se dá pelo aumento do tônus simpático.<sup>90</sup> O aumento de catecolaminas circulantes<sup>91</sup> é outro fator de efeito cronotrópico positivo. Além disso, as fibras autonômicas simpáticas influenciam a velocidade de condução do potencial de ação pelo coração e a esse fenômeno dá-se o nome de efeito dromotrópico positivo.

Como resposta à atividade física, a alteração cardiovascular depende de vários fatores como: tipo, intensidade e duração do exercício, bem como a idade e o nível de aptidão do indivíduo. Essas alterações asseguram que o fluxo sanguíneo atenda a demanda metabólica exigida pelo exercício.<sup>86</sup>

A análise da frequência cardíaca permite algumas interpretações fisiológicas. A redução dos batimentos cardíacos no repouso e durante atividades submáximas, como significativa adaptação ao treinamento de resistência na população hígida já está bem documentada.<sup>49</sup> A baixa frequência cardíaca máxima pode sugerir uma disfunção simpática enquanto que uma alta frequência cardíaca durante um leve exercício submáximo revelaria

uma baixa aptidão física.<sup>58</sup> Adicionalmente, quando a fadiga periférica é grande, a frequência cardíaca como indicador do custo energético é ruim, decorrente da quebra do estado de equilíbrio, ou seja, predominância de anaerobiose.<sup>56</sup>

Como vemos, a frequência cardíaca é um importante indicador do esforço fisiológico e nesse sentido é freqüentemente utilizada para determinar a intensidade de treinamento na população saudável.<sup>56</sup> A sua utilização com o mesmo fim tem sido defendida por alguns estudos também na população com lesão medular, principalmente em atletas.<sup>92;93</sup>

Como observado, durante a atividade física o gasto energético aumenta. Respostas cardiovasculares compensatórias são representadas por uma integração neural, bioquímica e fisiológica.<sup>91</sup> A resposta circulatória ao exercício envolve uma série de ajustamentos que resulta no aumento do débito cardíaco (produto do volume sistólico e a frequência cardíaca) proporcionalmente à demanda metabólica. A magnitude dessa resposta dependerá da intensidade e da massa muscular envolvida.<sup>91</sup>

### **A frequência cardíaca na lesão medular**

Anatomicamente, as fibras do SNA partem do sistema nervoso central em regiões diferentes. Os neurônios da cadeia simpática deixam a medula do primeiro segmento torácico ao segundo lombar (T1 a L2). O sistema nervoso simpático é, por esse motivo, considerado tóracolombar. As fibras parassimpáticas partem do tronco encefálico, e ainda nos segmentos S2, S3 e S4 da medula sacral. Sua disposição anatômica, portanto é crânio-sacral.<sup>94</sup>

Como ressaltamos anteriormente, o coração é innervado por fibras simpáticas e parassimpáticas. As alterações na frequência cardíaca secundárias à lesão medular, portanto, vão depender do nível da lesão. Isso porque a inervação simpática do coração é composta pelos três nervos cardíacos cervicais, de origem nos gânglios cervicais superior, médio e inferior e pelas fibras simpáticas de origem nas porções torácicas superiores.<sup>94</sup> A inervação autônoma parassimpática é realizada pelo nervo vago de origem no tronco cerebral.<sup>94</sup>

Assim, significativa disfunção do sistema nervoso simpático está associada à lesão medular, principalmente àquela que resulta na tetraplegia<sup>95</sup> e paraplegia alta, em geral, de nível acima de T6.<sup>96</sup> Esse nível seria o ponto de corte que eliminaria efetivamente o controle neural simpático sobre o coração, fluxo sanguíneo nas vísceras abdominais e de membros inferiores.<sup>97</sup> Essa alteração ocorre como uma consequência da perda variável do controle supra-espinhal sobre o sistema nervoso simpático. Em geral, quanto mais alto o nível da lesão, maior o comprometimento da função simpática abaixo dele.

Nas pessoas saudáveis, a redistribuição do sangue dos tecidos inativos para os músculos ativos e aumento do retorno venoso que ocorre no exercício é realizado à custa da atuação do simpático e de mecanismos de regulação local. Além disso, particularmente nos exercícios de braço, indivíduos sem lesão medular são capazes de movimentar a região inferior do tronco e realizar contração isométrica da musculatura, à medida que a carga de exercício aumenta. Isso pode auxiliar, ainda mais, o retorno venoso, bem como manter o volume sistólico e o débito cardíaco.<sup>50</sup>

Essa função está comprometida nos indivíduos com lesão medular.<sup>50</sup> O retorno venoso é diminuído, o que limita o volume sistólico e altera o débito cardíaco,<sup>50;97</sup> resultando em aumento da frequência cardíaca para uma dada carga.<sup>70</sup> Entre os problemas cardiovasculares mais comuns está a baixa pressão sanguínea de repouso, a bradicardia e a limitada resposta cardiovascular ao exercício.<sup>98</sup>

Essas alterações são mais evidentes entre indivíduos tetraplégicos.<sup>8;95;98;99</sup> Nestes, a frequência cardíaca de repouso fica predominantemente na faixa de 60 bpm e a máxima pode estar limitada entre 110 a 130 bpm.<sup>8;50;96;99</sup> Assim, estudos têm comprovado a alteração da performance cardíaca do paciente tetraplégico no que se refere à contratilidade e cronotropismo.<sup>100</sup> Uma resposta taquicárdica parcial observada durante o exercício pode ser explicada por eventuais reduções da atividade parassimpática.<sup>101</sup>



O uso da frequência cardíaca para a determinação da intensidade do exercício pelo tetraplégico foi questionado por McLean<sup>102</sup>, ao estudar 11 indivíduos. Em seu estudo, a correlação entre a frequência cardíaca e o consumo de oxigênio, em teste máximo, apresentou valores altamente variáveis ( $r^2=0,05$  a  $0,99$ ). Valent et al.<sup>96</sup> observaram que apenas alguns tetraplégicos com baixa frequência cardíaca de reserva apresentaram alta correlação entre  $VO_2$  e frequência cardíaca, determinada individualmente.

Bar-On et al.<sup>82</sup> e Hooker et al.,<sup>97</sup> no entanto, encontraram excelente correlação entre frequência cardíaca e consumo de oxigênio em paraplégicos com nível torácico baixo de lesão. No primeiro estudo, após a realização de teste de esforço máximo, o pico de frequência cardíaca e consumo de oxigênio apresentaram correlação a partir de 0,85 para indivíduos com nível de lesão T3-T6 e 0,88 para indivíduos com nível de lesão T7-T10. Esse estudo adverte que a interrupção simpática não influenciaria o aumento apropriado da frequência cardíaca em exercícios de cicloergômetro de braço, sugerindo que a contribuição simpática se originaria acima do nível espinhal de T3 ou que a resposta cardíaca para a demanda aumentada dada pelo exercício físico seria controlada por outros mecanismos.<sup>82</sup>

A literatura parece apontar para o fato de que, quanto mais alto o nível da lesão, menor a inclinação da linha de regressão. Em outros termos, a força da relação entre a frequência cardíaca e  $VO_2$  diminui nos níveis de lesão mais altos. Nestes, a ação muscular como bomba de retorno sanguíneo e o consumo de oxigênio nos músculos ativos estão diminuídos.<sup>103</sup>

A comparação dos diferentes estudos interessados em investigar a relação linear entre frequência cardíaca e consumo de oxigênio na lesão medular pode ser observada no quadro comparativo a seguir (Tabela 2).

O uso da frequência cardíaca para prever o gasto de energia na população com lesão medular tem sido explorado na literatura especializada. Hayes et al.<sup>104</sup> observaram que, quando considerada isoladamente, a frequência cardíaca tem fraca correlação com o consumo

de oxigênio em diferentes atividades da vida diária. No entanto, quando o gasto energético é estimado a partir da equação de regressão individual, a correlação passa a ser de moderada a alta. Essa equação foi definida após a realização de teste máximo com carga gradual e sucessiva por indivíduos de diferentes níveis de lesão. O estudo mostrou que a frequência cardíaca necessita ser individualmente ajustada para predizer, com melhor precisão, o gasto energético das várias atividades do dia-a-dia, com correlações mais fortes para aquelas mais intensas.

**Tabela 2** – Análise comparativa de estudos sobre a relação entre a frequência cardíaca e consumo de oxigênio em indivíduos com lesão medular.

Autor	Ano	N(TP,PPa,PPb,C)	Idade	M/F	C/I	TL	Perfil de AF	Teste de esforço	Término	r	Comentários
Coutts <sup>105</sup>	1985	8 6 7 0	-	-	-	-	-	CRE	Exaustão	r=0,65 (0,42 a 0,94)	Falha na apresentação das características da amostra.
Bar-On <sup>82</sup>	1990	0 30 14 0	15-46	40/4	44/0	-	-	CEB	Fadiga do braço ou alarme FC máxima ou platô de O <sub>2</sub>	Por carga de leitura: PPa:0,965 (0,85-0,99) PPb:0,99 (0,98-0,99) Para todo o grupo PPa:0,78 PPb:0,86	Sem relatos do pico de FC Apresenta o ICF como indicador do gasto energético da locomoção.
McLean <sup>95</sup>	1992	10 0 0 0 0	-	-	-	-	-	CEB	-	r <sup>2</sup> :0,05 a 0,99 Sentado: 0,68 Deitado: 0,81	Relato de r <sup>2</sup> que não confere com a conclusão.
Hooker <sup>97</sup>	1993	13:T1-T6 14:T7-T12 15	25,6(6,4) 25,0(5,6) ?	- 13/0 14/0 15/0	- 13/0 14/0 -	-	Sedentários ou minimamente ativos	CEB	Não manter a rotação de 60 rpm ou solicitar parada	PPa: 0,85 (0,86-0,99) PPb:0,88 (0,74-0,99) C:0,95 (0,93-0,99)	Propõe equações de regressão Curvas de regressão semelhantes nos três grupos 60-90%FC=40-80%VO <sub>2</sub>
Irizawa <sup>103</sup>	1994	4:C6-C8 7:T3-T8 7:T10-L2 8	27(6,8) 38(13,3) 39(6,8) 20-42	26/0	-	9,3	Com LM: Ativos:10 Inativos:8 Controles: ?	CEB	-	-	A relação FC/VO <sub>2</sub> foi maior na posição supina que na sentada. Os valores de repouso em supino foram utilizados nas análises. O VO <sub>2</sub> em determinado nível de FC é maior nos indivíduos ativos que nos inativos em todos os níveis de lesão (grupos)
McLean <sup>102</sup>	1995	11 0 0 0	29(6)	10/1	-	-	-	CEB	-	Sentado: Tetra alto r=0,68 Tetra baixo r=0,92 Supino Tetra alto r=0,92 Tetra baixo r=0,88 Total r=0,85	FC não pode ser usada para prescrever a intensidade do exercício Valores de r sem intervalos de confiança.

TP/PPa/PPb/C: tetraplegia/ paraplegia alta/paraplegia baixa/controles saudáveis;M/F: masculino/feminino; C/I:lesão completa/lesão incompleta; TL: tempo de lesão; AF: atividade física; r: coeficiente de correlação; r<sup>2</sup>: coeficiente de explicação; Ergômetro, CRE/CEB/EST: cadeira de rodas ergométrica/cicloergômetro de braço/esteira ergométrica; FC:frequência cardíaca; VO<sub>2</sub>: consumo de oxigênio; ICF: índice de custo fisiológico; NA: não se aplica.

**Tabela 2 – Continuação.**

Autor	Ano	N(TP,PPa,PPb,C)	Idade	M/F	C/I	TL	Perfil de AF	Teste de esforço	Término	r	Comentários
Jacobs <sup>70</sup>	1997	0 11:T4-T11 0	28(5,6)	10/1	-	3,9	3 meses de treino de marcha em laboratório com estimulação elétrica neurofuncional	Marcha em corredor de 9 m, com estimulação elétrica	Solicitação do participante (esforço máximo) Platô de VO <sub>2</sub> , FC ou CO <sub>2</sub> /O <sub>2</sub> de exercício máximo.	FC x VO <sub>2</sub> : Individual: r=0,95(0,06) Grupo:r=0,92  Escala de Borg x VO <sub>2</sub> : Individual:0,69(0,2) Grupo:0,51	Casuística pequena e diversificada. Medida da FC de repouso pela apalpação da artéria carótida. Sem relato de como foi medida a frequência cardíaca de exercício Aumento subjetivo da velocidade (controlado apenas pelo tempo usado para percorrer os 9 m) Escala de Borg não válida como indicador de intensidade na marcha com estimulação elétrica.
Schmid <sup>106</sup>	1998	20:C7 10:T1-T4 10:T5-T10 10:abaixo de T11 18:C	-	-	50/ 0	-	-	CRE	Exaustão	r=0,69	O estudo sugere equações de regressão linear conforme o grupo de nível de lesão.
Tolfrey <sup>93</sup>	2001	-	-	16/0	-	-	Atletas	-	-	r=0,99 (0,01)	Equação de regressão linear: % pico FC = 0.681 x % pico VO <sub>2</sub> + 33.2
Goosey-Tolfrey <sup>92</sup>	2004	-	-	0/10	-	-	Atletas	CRE	-	r=0,97(0,02)	Equação de regressão linear: % pico FC =0.652 x % pico VO <sub>2</sub> + 35.2
Sawastsky <sup>54</sup>	2005	0 4:T4-T5 10:T6-L1 0	34,5	11/3	-	-	-	Propulsão confortável da cadeira de rodas por 8 min	Encerrado com 8 min	r total: 0,74 r PPa: 0,55 r PPb: 0,82	Correlação de Pearson calculado a partir do r individual (calculado a partir das cargas graduais dadas pela pressão dos pneus).
Valent <sup>96</sup>	2006	20 0 0 0	21-64	20/0	-	-	Destreinados a moderadamente treinados (não mais que 2 h por semana nos últimos 3 m)	EST	Exaustão Solicitação do indivíduo	r individual= 0,68 a 0,97 r do grupo=0,87 C5-C6:0,81 (0,12) C7-C8:0,91(0,07) Todos:0,87(0,10)	FC pode ser usada em alguns mas não em todos os tetraplégicos (8/18) para monitorização do treinamento. Conclusão: a análise individual deve ser determinada para a prescrição do exercício.

TP/PPa/PPb/C: tetraplegia/ paraplegia alta/paraplegia baixa/controles saudáveis; M/F: masculino/feminino; C/I:lesão completa/lesão incompleta; TL: tempo de lesão; AF: atividade física; r: coeficiente de correlação; r<sup>2</sup>: coeficiente de explicação; CRE/CEB/EST: cadeira de rodas ergométrica/cicloergômetro de braço/esteira ergométrica; FC:frequência cardíaca; VO<sub>2</sub>: consumo de oxigênio; ICF: índice de custo fisiológico NA: não se aplica.

## Índices de consumo energético baseados em batimentos cardíacos

### *Índice de Custo Fisiológico (ICF)*

O índice de custo fisiológico foi proposto inicialmente por MacGregor<sup>84</sup> como uma forma de relacionar o custo fisiológico ao desempenho de marcha em pacientes com limitação motora. Para MacGregor, métodos adequados para determinar o desempenho físico e o custo fisiológico devem retratar o mais fidedignamente possível o cotidiano do paciente, diferentemente da desconfortável avaliação de laboratório proporcionada por equipamentos de grande porte. Para isso, MacGregor enfatiza a manutenção da característica submáxima da atividade (quando há a relação linear entre a frequência cardíaca e o consumo de oxigênio) dada pela execução da marcha em velocidade confortável de deslocamento.

O ICF é calculado pela diferença entre a frequência cardíaca de exercício e repouso, dividida pela velocidade de deslocamento, conforme a fórmula:

$$\text{ICF (batimento/metro)} = \frac{\text{FC média de propulsão} - \text{FC média basal (bpm)}}{\text{Velocidade média de propulsão (m/min)}}$$

Considerado uma medida simples, o ICF tem sido amplamente utilizado para a previsão do custo energético durante a atividade física, seja durante a marcha,<sup>18;73;74;81;83;107-110</sup> ou no deslocamento com a cadeira de rodas.<sup>19;51</sup>

A avaliação das propriedades desse instrumento de medida, a citar: validade, reprodutibilidade e responsividade<sup>58;111</sup> tem sido o alvo de alguns estudos, especificamente, para a avaliação da marcha.<sup>60;69;71</sup> A significância e o nível de correlação entre esses dois parâmetros têm sido apresentados de forma variável, a depender da condição e população estudada. Chin et al.<sup>110</sup> observaram ótima correlação individual entre o índice e o consumo de

oxigênio de pessoas que utilizavam próteses ao realizarem a marcha em esteira sob velocidades graduadas a partir daquela referida como confortável. Graham et al.<sup>71</sup> não demonstraram uma correlação significativa entre o ICF e o custo de oxigênio na marcha de indivíduos saudáveis. Fraca ou nenhuma correlação foi observada nos estudos com pessoas saudáveis.<sup>71;83</sup>

Resumidamente, uma melhor correlação tem sido demonstrada nos grupos de indivíduos com comprometimento motor.<sup>64;72</sup> Para alguns autores, essa observação é explicada pela pequena mudança na frequência cardíaca de exercício em relação à de repouso e sugerem o uso clínico do índice, preferencialmente, em pessoas com limitação motora.<sup>60;71;72</sup>

Alguns estudos utilizaram o índice proposto por MacGregor<sup>84</sup> para avaliação do gasto energético da propulsão em cadeira de rodas.<sup>19;25;51;112</sup> No primeiro estudo,<sup>19</sup> a propulsão em manivela de uma cadeira com três rodas na velocidade média de deslocamento de 60 m/min, por indivíduos com poliomielite e paraplegia abaixo de T10, apresentou um ICF de 0,21 bat/m ( $\pm 0,45$ ). Num segundo estudo,<sup>51</sup> a propulsão de cadeira de rodas tradicional em velocidade confortável, para um grupo semelhante de participantes, gerou um índice no valor de ICF foi de 0,84 ( $\pm 0,11$ ). Em outro estudo, Mukerjee et al.<sup>25</sup> utilizaram o ICF para comparar a propulsão em manivela com um ou dois membros superiores. No estudo de Hughes et al.,<sup>112</sup> a propulsão da cadeira de rodas convencional em velocidade confortável de 92,2 m/min ( $\pm 14,4$ ), apresentou o valor do ICF foi de 0,24 ( $\pm 0,1$ )

A defesa para o uso do ICF parte da premissa de que esse tipo de avaliação permite estimar a eficiência funcional do usuário, bem como tem sua importância clínica na avaliação do sistema de propulsão e da efetividade de intervenções assim como na prescrição do exercício.<sup>19;25;113</sup> Ao estudar o custo de energia em diferentes velocidades de propulsão, Mukerjee et al.<sup>51</sup> relatam as vantagens da avaliação pelo processo simples, discreto e de reduzido custo que o ICF propicia. Nesse estudo, diferentemente da medida de custo de

oxigênio, o índice foi capaz de perceber as mudanças de velocidade. Questionamos a validade do índice em questão, após verificar que a frequência cardíaca aumentou com a velocidade e o custo de oxigênio não. As mudanças de pressão dos pneus das cadeiras de rodas foram detectadas por esse índice de forma similar ao percebido pelo consumo de oxigênio.<sup>54</sup> Já Hughes et al.<sup>112</sup> utilizaram o índice como o principal desfecho ao avaliar dois tipos diferentes de rodas.

Apesar da utilização do ICF para a avaliação do gasto energético durante a propulsão em cadeira de rodas,<sup>25;51;112;114</sup> observa-se ausência de estudos que investigam a validade deste índice para a população e a atividade em questão. A diversidade percebida na literatura quanto à relação linear entre frequência cardíaca e consumo de oxigênio no lesado medular coloca em dúvida a adequação do uso do ICF para esses indivíduos.

#### *Índice de custo cardíaco de propulsão (ICCP)*

O índice de custo cardíaco de propulsão considera o número de batimentos cardíacos por metro percorrido e foi utilizado por Bernardi et al.<sup>85</sup> para avaliação do custo fisiológico na marcha, originalmente denominado de Custo Cardíaco da Marcha (do inglês *Walking Cardiac Cost - WCC*). Como a nossa condição de estudo é o exercício de propulsão da cadeira de rodas, aqui será denominado de Índice de Custo Cardíaco de Propulsão (ICCP). No seu cálculo, a frequência cardíaca média do exercício é dada em bpm (batimentos/minuto) e a velocidade de deslocamento, em m/min:

$$\text{ICCP (batimento /metro)} = \frac{\text{FC média de propulsão (bpm)}}{\text{Velocidade média de propulsão (m/min)}}$$

Observa-se que o ICCP se diferencia apenas no numerador em relação ao ICF. Enquanto este considera a diferença entre a frequência cardíaca de exercício e de repouso, o ICCP é calculado a partir da frequência cardíaca média de todo o exercício.

Até o momento, não foram observados relatos sobre o uso deste índice para o estudo do custo energético durante a propulsão da cadeira de rodas.

#### *Índice de Batimentos Cardíacos Totais (IBCT)*

O índice de batimentos cardíacos totais (IBCT) foi proposto originalmente por Hood et al.,<sup>83</sup> como novo índice capaz de representar a eficiência energética durante a marcha, não só em atividades submáximas mas também naquelas em que o estado de equilíbrio entre a oferta e demanda de energia não é alcançado. Em outras palavras, teoricamente, esse seria o único índice que prescindiria do paciente estar em estado estável na atividade física.

O IBCT é calculado pela divisão do número total de batimentos cardíacos durante o exercício pela distância total percorrida:

$$\text{IBCT (batimento/metro)} = \frac{\text{Total de batimentos cardíacos}}{\text{Distância total percorrida (metros)}}$$

A reprodutibilidade desse índice foi comparável à obtida pelo custo de oxigênio e melhor quando comparada à do ICF (coeficiente intraclasse = 0,897 e 0,893 para atividades sob estado de equilíbrio e fora dele, respectivamente). Uma pobre e insignificante correlação ( $r=0,15$ ), no entanto, foi encontrada nesse estudo entre o IBCT e o custo de oxigênio, em função, segundo os autores, das diferenças de aptidão aeróbica dentro da amostra. Hood et al.<sup>83</sup> ressaltam que, a partir da frequência cardíaca, não é possível precisar o consumo energético, a não ser que a relação  $\text{VO}_2/\text{frequência cardíaca}$  seja determinada individualmente.



Recentemente, o IBCT foi utilizado para avaliação da capacidade de marcha de diabéticos,<sup>115;116</sup> e como instrumento auxiliar para avaliação da capacidade de marcha de indivíduos com lesão medular.<sup>116</sup>

Assim como para os demais índices estudados, observa-se ausência de relatos da validade do IBCT para avaliação energética da atividade de deslocamento em cadeira de rodas.

### **Velocidade**

A velocidade de propulsão tem sido considerada uma medida de avaliação clínica da mobilidade de indivíduos na cadeira de rodas.<sup>51;53</sup> Em função disso, destacaremos, agora, alguns pontos em relação à velocidade confortável de deslocamento.

Vários estudos têm considerado a velocidade auto-selecionada para avaliação da demanda energética durante a marcha,<sup>60;69;71;72;74;83;85;117-119</sup> ou no deslocamento em cadeira de rodas.<sup>25;34;51;53;54;118;120-125</sup>

Como é determinada individualmente, essa velocidade é altamente variável. Isso pode reduzir a sua reprodutibilidade, apesar de ser a melhor opção em termos de validade, como veremos a seguir. Apesar da dificuldade de padronização de carga para comparação dos dados, uma vez que não há como quantificar ou predeterminar o trabalho realizado,<sup>44</sup> a velocidade confortável de propulsão reflete o deslocamento habitual dos usuários de cadeira de rodas.<sup>118;126</sup> Em outras palavras, essa velocidade retrata uma situação de funcionalidade na comunidade,<sup>69</sup> diferente da que é imposta pelos equipamentos de laboratório.<sup>64</sup> Assim, o estudo da velocidade controlada e predefinida por estes, pode não refletir o gasto energético funcional. Por esta razão, muitos estudos<sup>19;51;54;121</sup> têm preferido realizar testes em circuitos, permitindo ao paciente selecionar sua própria velocidade confortável, o que torna a condição de teste mais realística.<sup>30</sup>

A literatura mostra que a velocidade naturalmente selecionada pelo indivíduo para o seu deslocamento apresenta redução da demanda fisiológica e otimização do custo energético, que é mínimo.<sup>51;117;126</sup> Mukerjee<sup>51</sup> observou que os mínimos valores de ICF foram atingidos em velocidade confortável. Essa observação sugere que tanto a baixa quanto a alta velocidade geram alto custo fisiológico e pobre economia de energia.

Numa atividade que é realizada como deslocamento em velocidade confortável, o estado de equilíbrio (*steady-state*) é alcançado após 2 ou 3 minutos.<sup>69;123</sup>

A velocidade auto-selecionada de propulsão da cadeira de rodas é afetada pelo nível de lesão medular.<sup>53</sup> Em termos gerais, quanto mais alto o nível da lesão, menor é a velocidade de deslocamento. É oportuno lembrar que as condições espaciais também alteram esse parâmetro, como a textura de superfície e a inclinação do solo.<sup>53</sup>

### **A validação de uma medida**

A prática clínica é baseada em informação: vinda do relato do paciente ou familiar, ou obtida através de um instrumento de medida, teste diagnóstico ou ainda da combinação entre eles.<sup>127</sup> A informação advinda desses instrumentos deve ser capaz de distinguir o estado de saúde entre as pessoas ou a diferença apresentada, por uma delas, ao longo do tempo. Um exame ou teste deve ser válido, reproduzível e ainda responsivo, ou, capaz de perceber as mudanças com o tempo.<sup>111</sup>

O propósito desse estudo é verificar a primeira característica citada, a validade, dos índices baseados em batimentos cardíacos para estimar o gasto energético durante a propulsão em cadeira de rodas por indivíduos com lesão medular. Em outros termos, o objetivo é saber se, de fato, os índices podem ser utilizados para o fim exposto acima. Verificar a validade de um instrumento implica em saber se ele mede o que propõe medir ou se os seus resultados representam uma verdade ou o quanto se distanciam dela.<sup>127</sup>

No que diz respeito aos tipos de validade de um instrumento, encontra-se na literatura uma vasta classificação, muitas vezes não coincidentes. Validade lógica, de face, de conteúdo, do constructo, concorrente, de critério, prescritiva, preditiva, transversal e longitudinal são exemplos dos termos frequentemente empregados.<sup>74;127-129</sup> Para atender aos objetivos propostos pelo estudo, considerou-se aqui a validade sob os seguintes aspectos: concorrente, de critério e do constructo. A validade de critério é avaliada através da comparação dos resultados de um teste com os de um padrão. Além disso, no nosso caso, ela também é concorrente já que as medidas serão obtidas ao mesmo tempo.<sup>129</sup> Considerar-se-á ainda a validade de constructo, uma vez que relacionaremos nossos resultados com a teoria pré-existente, ou em outros termos, se a característica medida se comporta de forma coerente com o conhecimento disponível.<sup>127;129</sup>

## **OBJETIVO**

A presente investigação teve como objetivo geral:

Verificar a validade dos índices baseados nos batimentos cardíacos - índices de custo fisiológico, de batimentos cardíacos totais e de custo cardíaco da propulsão - para avaliação do custo energético durante a propulsão da cadeira de rodas em indivíduos com diferentes níveis de lesão medular.

Os objetivos específicos são:

- 1- Analisar a validade de critério dos índices, comparando-os com a mensuração concomitante do padrão-ouro, o custo de oxigênio;
- 2- Correlacionar os índices estudados com o nível de lesão, a fim de verificar a correspondência dos mesmos com o conhecimento preestabelecido;
- 3- Refletir sobre a viabilidade do uso dos índices analisados na prática clínica.

## **CASUÍSTICA, MATERIAL E MÉTODOS**

O presente estudo objetiva validar os batimentos cardíacos na estimativa do consumo energético em indivíduos com lesão medular traumática. Para tanto, lançamos mão de dois tipos de validação: por critério e do constructo.<sup>129</sup> No primeiro caso, adotamos como padrão-ouro a aferição direta do consumo de oxigênio durante a atividade física (concorrente). Para a validade do constructo confrontamos os dados com o respectivo nível da lesão dos pacientes, sabedores de que quanto mais cranial a lesão, maior o gasto energético durante atividade física, no caso, a propulsão da cadeira de rodas.<sup>130</sup>

### **Casuística**

A amostra, de conveniência, foi composta por cinquenta pacientes com lesão medular traumática (participaram do estudo). Todos eram usuários de cadeira de rodas e estavam internados, em programa de reabilitação, nas unidades de Brasília, Centro e Lago Norte, da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação, no período de dezembro de 2004 a julho de 2005.

Os critérios de inclusão foram: diagnóstico etiológico de lesão medular traumática, sexo masculino, estável do ponto de vista clínico, usuário de cadeiras de rodas capaz de propulsionar a mesma por, no mínimo, 5 minutos, em velocidade auto-selecionada. Os pacientes encontravam-se devidamente liberados pela equipe médica para participação nas atividades de reabilitação.

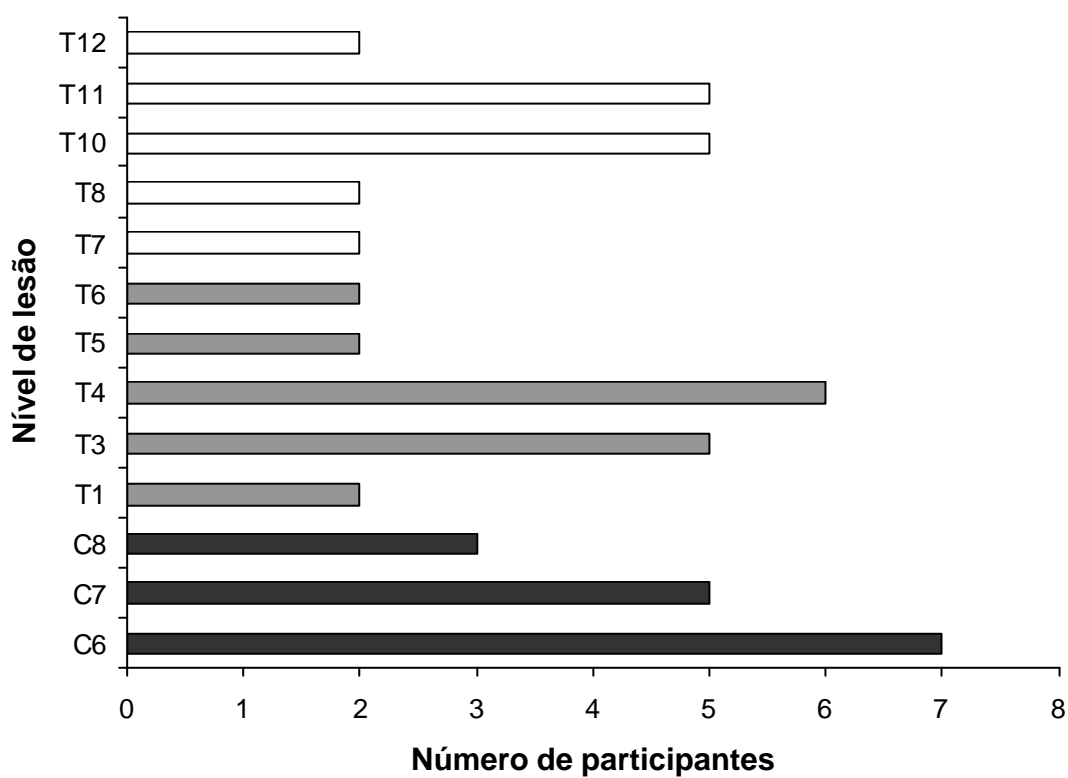
Foram excluídos da seleção, pacientes com alterações cardiovasculares e pulmonares ou que fizessem uso de colete ou colar cervical. Dois pacientes foram excluídos da amostra em função de alteração apresentada na frequência cardíaca observada durante o exame. Um deles por apresentar variação atípica, ultrapassando a frequência cardíaca máxima para a

idade e o outro por falha de registro adequado dos batimentos cardíacos. Esse último também apresentou episódio de disreflexia autonômica no dia do exame.

O nível do acometimento medular variou de C6 a T12, todos com lesão motora completa (ASIA A ou B), conforme Classificação Internacional da Associação Americana de Lesão Medular (do inglês *American Spinal Injury Association* – ASIA).<sup>131</sup> Para efeito de análise, 48 pacientes foram considerados e estratificados, conforme o nível de lesão, em três grupos: 15 tetraplégicos, denominado grupo com tetraplegia (TT); 17 paraplégicos com lesão até T6, ou grupo com paraplegia alta (PPa) e 16 paraplégicos com lesão abaixo de T6, grupo com paraplegia baixa (PPb). A divisão dos participantes em grupos foi baseada nos seguintes aspectos: 1) diferenciação entre tetraplégicos e paraplégicos, pelo comprometimento dos membros superiores nos primeiros; 2) separação, entre os paraplégicos, daqueles que apresentam comprometimento da função simpática e simultânea instabilidade de tronco.<sup>53</sup> A distribuição de participantes por nível de lesão é apresentada na Figura 1.

A média de idade dos pacientes foi de 29,0 anos ( $\pm 7,8$ ), sendo que o peso e a envergadura foram, respectivamente, de 68,8 kg ( $\pm 13,0$ ) e 1,8 m ( $\pm 0,1$ ), sem diferenças entre os grupos. A média de tempo de lesão foi de 2,4 anos ( $\pm 2,8$ ), variando de 0,3 a 14,4 anos, também sem distinção entre os grupos. Os dados antropométricos e demais características dos grupos estão apresentados na Tabela 3.

**Figura 1** – Número de participantes por nível de lesão.\*



\* As barras pretas, cinzas e brancas representam, respectivamente, os grupos de tetraplégicos, paraplégicos de nível alto e baixo.

**Tabela 3** – Características da casuística.

	Grupos			
	Tetraplegia C6 – C8 (N=15)	Paraplegia T1-T6 (N=17)	Paraplegia T6 – L3 (N=16)	Todos C6-L3 (N=48)
<b>Idade (anos)</b>				
Média	27,3	29,2	30,5	29,1
Desvio padrão	5,8	8,4	8,9	7,8
Intervalo	21,5 - 45,3	18,7 – 46,8	16,7 – 46,0	16,7 – 46,8
<b>Tempo de lesão (anos)</b>				
Média	2,9	1,8	2,6	2,4
Desvio padrão	2,3	2,0	3,9	2,8
Intervalo	0,5 – 7,2	0,4 – 8,8	0,4 – 14,4	0,3 – 14,4
<b>Peso (kg)</b>				
Média	64,93	70,0	71,1	68,8
Desvio padrão	10,6	14,6	13,3	13,0
Intervalo	49,1 – 86,5	53,9 – 111,1	49,8 – 99,4	49,1 – 111,1
<b>Envergadura* (m)</b>				
Média	1,78	1,76	1,81	1,79
Desvio padrão	0,08	0,11	0,06	0,09
Intervalo	1,64 – 1,89	1,61 – 2,10	1,73 – 1,91	1,61 – 2,1
<b>IMC† (kg/m<sup>2</sup>)</b>				
Média	20,6	22,1	21,6	21,5
Desvio padrão	3,6	3,3	4,1	3,6
Intervalo	14,3 – 26,7	16,6 – 28,0	15,9 – 30,7	14,3 – 30,7

\* Calculada pelo dobro da medida entre a fúrcula esternal e o dedo médio, com o braço estendido.

† IMC=Índice de massa corporal calculada com a medida da envergadura.



O nível de atividade física dos participantes, baseado no tempo dedicado à prática de atividade física, foi questionado no momento da anamnese e classificado em duas categorias: sedentário (não praticava atividade física rotineira) e ativo (realizava atividade física no mínimo três vezes por semana).<sup>3</sup> Para essa classificação não foi considerado o tempo despendido em sessões de fisioterapia ou em atividades de vida diárias. Observou-se que a maioria dos participantes era sedentária, com a frequência de apenas um ativo em cada grupo.

Do ponto de vista medicamentoso, a maioria dos pacientes fazia uso de anticonvulsivantes para tratamento de dor neuropática (90%), anticolinérgicos como espasmólíticos do trato urinário (69%), anticoagulantes (63%), bem como relaxantes musculares (58%) (Tabela 4). De modo geral, a distribuição desses medicamentos foi similar nos três grupos.

**Tabela 4** – Distribuição dos medicamentos em uso pelos participantes.

Grupo Medicamentoso*	Medicamento †	Grupos †			Total	%
		Tetraplegia C6 – C8 (N=15)	Paraplegia T1-T6 (N=17)	Paraplegia T6 – L3 (N=16)		
<b>Anticonvulsivantes</b>		<b>16</b>	<b>9</b>	<b>18</b>	<b>43</b>	<b>89,7</b>
	Clonazepam	15	8	14	37	77,1
	Carbamazepina	1	1	1	3	6,3
	Fenobarbital	0	0	2	2	4,2
	Gabapentina	0	0	1	1	2,1
<b>Anticolinérgicos das vias urinárias</b>		<b>11</b>	<b>10</b>	<b>12</b>	<b>33</b>	<b>68,8</b>
	Oxibutinina	10	9	11	30	62,5
	Propantelina	0	1	1	2	4,2
	Detrusitol	1	0	0	1	2,1
<b>Anticoagulante</b>		<b>7</b>	<b>15</b>	<b>8</b>	<b>30</b>	<b>62,5</b>
	Enoxiparina	7	15	8	30	62,5
<b>Relaxantes musculares</b>		<b>11</b>	<b>12</b>	<b>5</b>	<b>28</b>	<b>58,3</b>
	Baclofeno	9	10	4	23	47,9
	Tizanidina	2	2	1	5	10,4
<b>Antidepressivos tricíclicos</b>		<b>6</b>	<b>4</b>	<b>8</b>	<b>19</b>	<b>37,6</b>
	Amitriptilina	2	3	6	11	22,9
	Nortriptilina	1	1	1	3	6,3
	Imipramina	2	0	1	3	6,3
	Venlafaxina	1	0	0	1	2,1
<b>Antipsicóticos</b>		<b>3</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>6</b>	<b>12,5</b>
	Clorpromazina	2	2	1	5	10,4
	Risperidona	1	0	0	1	2,1
<b>Antiinflamatórios não hormonais</b>		<b>1</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>4</b>	<b>8,4</b>
	Tenoxicam	1	0	1	2	4,2
	Indometacina	0	1	1	2	4,2
<b>Bloqueador do canal de cálcio</b>		<b>0</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2,1</b>
	Nifedipina	0	1	0	1	2,1

\* A classificação do grupo medicamentoso não corresponde à real indicação da droga.

† Muitos pacientes fizeram uso de medicamentos de grupos diferentes e/ou diferentes medicamentos dentro do mesmo grupo.

Após os devidos esclarecimentos, todos os pacientes formalizaram por escrito (anexo) o consentimento livre e esclarecido em participar do estudo, por ocasião do recrutamento, de acordo com as normas estabelecidas pelo Comitê de Ética da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação, que aprovou integralmente o projeto.

## **Procedimentos**

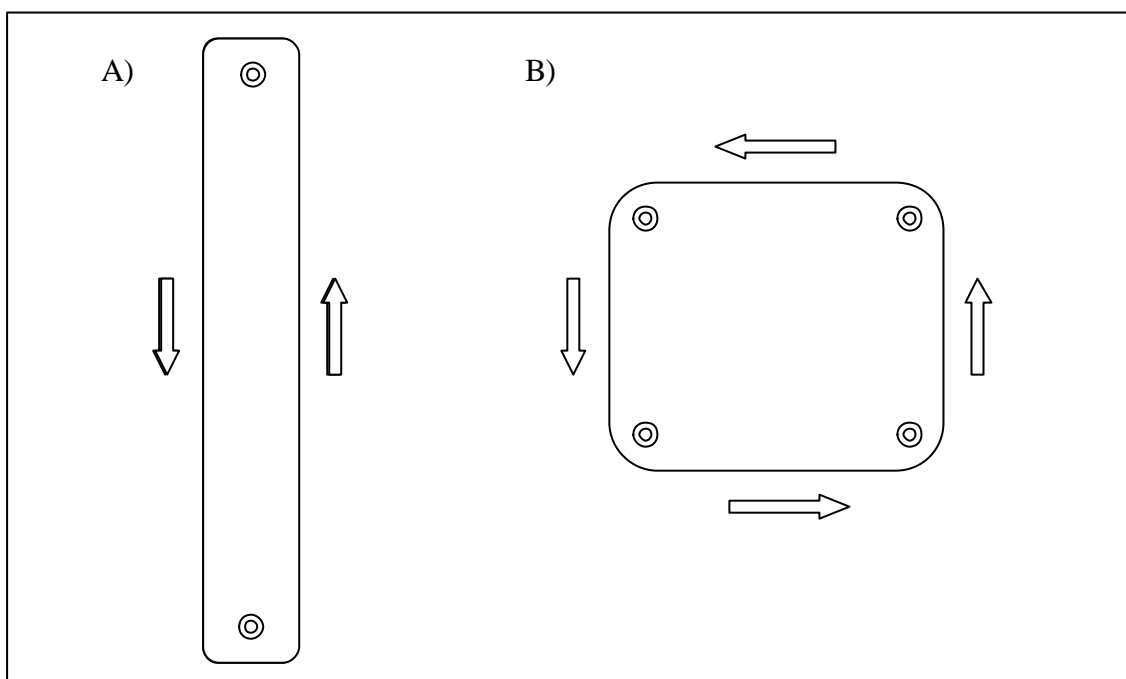
### **Avaliação inicial**

Antes da condução dos exames, todos os pacientes responderam a uma anamnese dirigida e foram orientados quanto aos procedimentos e instrumentação necessária.

Em seguida, procedeu-se à verificação do peso corporal e envergadura dos participantes. O indivíduo foi pesado em sua cadeira de rodas, com sua roupa, em balança adaptada da marca *Filizola*. Do valor obtido foi subtraído o peso da cadeira de rodas. Para o cálculo da envergadura, mediu-se a distância entre a fúrcula esternal e o dedo médio do membro superior direito, com cotovelo estendido e ombro abduzido até 90 graus, sempre que possível. O valor assim obtido foi multiplicado por dois para obtenção da envergadura.

Todas as sessões de teste foram conduzidas no período vespertino. Os pacientes foram orientados a manter jejum de duas horas e a realizar o cateterismo, previamente à realização dos exames. Estes foram conduzidos na Unidade Brasília da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação em trajetos fechados (com perímetro de 70 e 30 metros), em ambiente interno, sem ar-condicionado (Figura 2). A umidade relativa do ar variou entre 50% e 90% e a temperatura entre 26°C e 30°C.

**Figura 2** – Diagrama dos percursos utilizados no estudo.



A) Percorso em corredor com 70 metros; B) Percorso na sala do laboratório com 30 metros. ⊙: cones.

Os pacientes utilizaram cadeiras de rodas convencionais próprias ou do hospital. O uso da cadeira de rodas da instituição (69%, 33/48) foi justificado pelo fato de que aquelas, de propriedade dos próprios pacientes, se encontravam em reforma para adaptação, procedimento comum durante o programa de reabilitação na Instituição. O peso médio das cadeiras foi de 17,1 kg, variando entre 14,7 e 22,2 kg. Foi liberado ao paciente, o uso de adaptações no aro da cadeira de rodas (pinos ou mangueira de borracha) ou o uso de luvas, para melhora da preensão, de forma a permitir suas condições usuais de propulsão. A pressão dos pneus foi verificada e controlada, antes do teste, conforme a indicação do fabricante (32 e 65 psi ou 2,2 e 4,5 bar). O sentido do percurso foi escolhido pelo paciente, principalmente o tetraplégico, para permitir que o membro superior mais forte ficasse externo ao percurso.

Após a verificação do peso e envergadura do paciente e da calibragem dos pneus da cadeira de rodas, cada participante foi submetido ao ajuste dos equipamentos e familiarização, previamente à obtenção das variáveis de gasto energético.

### **Protocolo**

O exame consistiu em 5 minutos de repouso na posição sentada na cadeira de rodas, seguidos de cerca de 5 minutos de propulsão.

Os pacientes foram orientados a manter a velocidade confortável de deslocamento durante todo o exercício. Os dados fisiológicos foram constantemente coletados durante o exame.

A distância total percorrida durante o exercício foi determinada pela contagem das voltas completadas, multiplicada pelo respectivo perímetro do percurso. Assim, para facilitar

os cálculos, ao participante, era solicitada a parada, logo após completar a última volta, dentro do tempo aproximado de 5 minutos.

A velocidade de propulsão (m/min) foi obtida pela razão entre a distância percorrida e o tempo decorrido.

## **Medidas de gasto energético**

### *Consumo de oxigênio*

O consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) foi considerado o padrão-ouro para a avaliação do gasto energético durante o exercício. A partir da medida de consumo de oxigênio, obteve-se o custo de oxigênio (ml/kg/m), mediante a divisão do primeiro pela velocidade de propulsão. Consideramos ainda, como alternativa, além do peso do indivíduo, o peso da cadeira de rodas para calcular o  $VO_2$  relativo.

A avaliação da troca gasosa foi realizada através de equipamento portátil (Cosmed K4b2)<sup>59</sup> capaz de analisar o consumo de oxigênio e a produção de gás carbônico, respiração a respiração. O equipamento consistia em uma unidade portátil e uma bateria recarregável, acomodadas ao tórax do participante por correias ajustáveis. Cabos de conexão ligavam uma máscara e o fluxômetro à unidade portátil. A máscara era fixada hermeticamente à face, porém confortável para o paciente, por um gorro ajustado à cabeça (Figura 3). O fluxo e o volume dos gases foram precisamente medidos por uma turbina digital bidirecional (fotoelétrica) acoplada à máscara. Todo o equipamento pesava cerca de 400 gramas.

**Figura 3** – Analisador de gases portátil Cosmed K4b<sup>2</sup>.

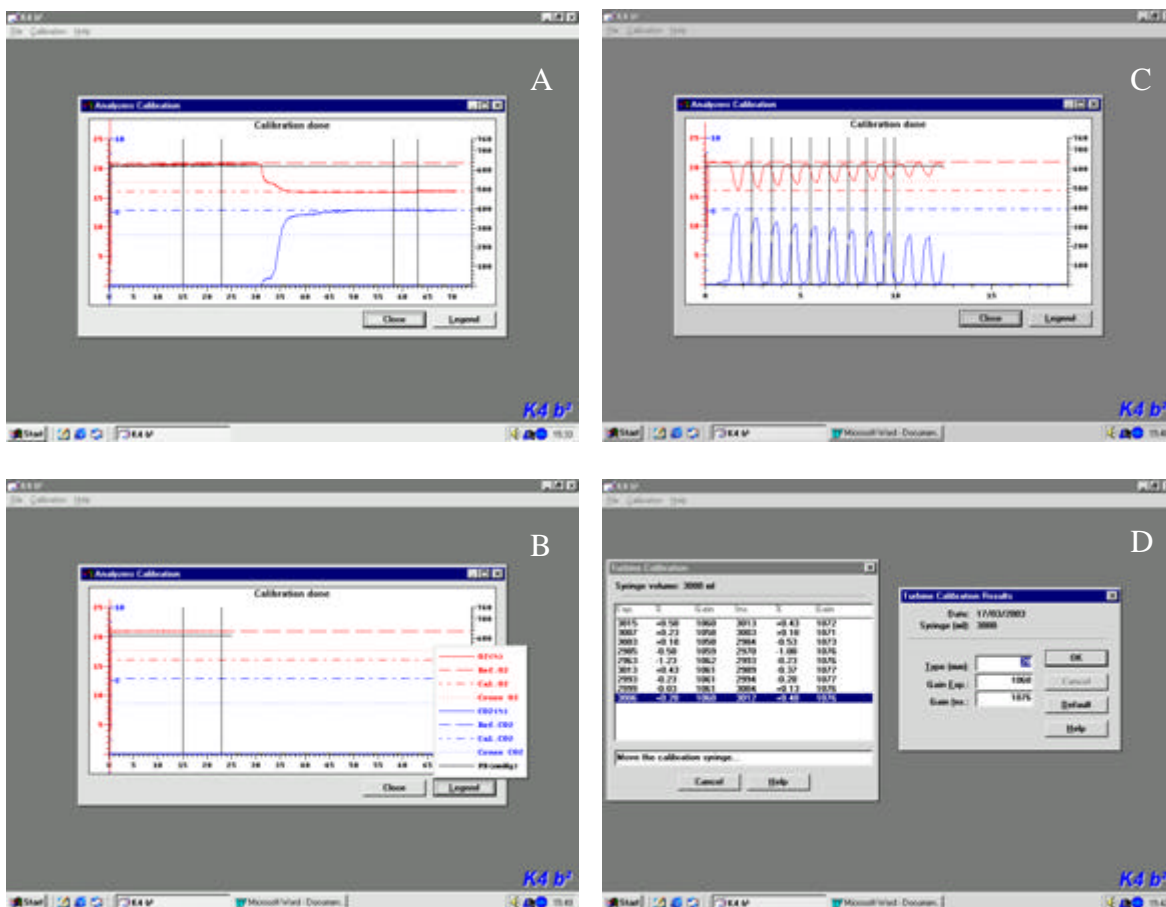


O equipamento foi calibrado no início de cada sessão de exames. As calibrações foram realizadas via computador ou na própria unidade portátil, de acordo com o indicado pelo fabricante do equipamento (Figura 4), envolvendo quatro etapas:

- Calibração de acordo com o ar ambiente, que ajusta os analisadores de CO<sub>2</sub> e O<sub>2</sub>, com as concentrações atmosféricas, respectivamente, 0,03% e 20,93%;
- Calibração de acordo com as referências dos gases-padrão, armazenados em cilindros apropriados, com composição conhecida (16,0% de O<sub>2</sub> e 5,0% de CO<sub>2</sub>);
- Calibração do tempo de resposta (*time delay calibration*), necessária para precisar o tempo decorrido entre a respiração e a respectiva análise pelo aparelho;
- Calibração dos volumes (*turbine calibration*), obtida com uma seringa de 3 litros para aferir o sistema fotoelétrico.



**Figura 4** – Etapas de calibração do equipamento de avaliação do consumo de oxigênio (Cosmed K4b<sup>2</sup>).\*



\* Imagens capturadas diretamente da tela do computador para documentar as diversas etapas de calibração do equipamento de avaliação do consumo de oxigênio (Cosmed K4b<sup>2</sup>). A: ar ambiente; B concentrações conhecidas dos gases de referência, O<sub>2</sub> (20,93 %) e CO<sub>2</sub> (0,03%); C: tempo de resposta da leitura de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> a cada respiração; D: calibração do pneumotacógrafo com seringa de 3 litros.

## *Frequência Cardíaca*

A frequência cardíaca (FC), em batimentos por minuto (bpm), foi registrada pelo monitor *Polar S810*. A funcionalidade, a estabilidade e a validade desse equipamento encontram-se bem documentadas na literatura.<sup>132</sup>

Uma cinta elástica com detectores da atividade elétrica cardíaca foi ajustada, firme e confortavelmente, ao tórax do paciente, abaixo dos mamilos. O ritmo cardíaco era, então, capturado por sensores contidos na cinta elástica e a frequência cardíaca correspondente exibida por receptor posicionado no pulso do participante.

A frequência de captura dos batimentos cardíacos foi ajustada para cada 5 segundos.

Houve a preocupação em evitar a presença de aparelhos celulares ou outros equipamentos eletrônicos nas proximidades do paciente, a fim de minimizar interferências na captura dos batimentos cardíacos, conforme instruções do fabricante. Cabe esclarecer que, inicialmente, tentou-se ajustar a captura do equipamento para batimento a batimento (R-R). Porém, nestas condições, o registro do sinal de variação da frequência cardíaca mostrou-se com bastante interferência, uma das razões pela qual optou-se pela captura a cada 5 segundos.

Os dados referentes ao consumo de oxigênio e frequência cardíaca foram repassados para o computador após cada bateria de testes. Na preocupação de garantir a avaliação em estado estável (*steady state*), foram considerados os dois últimos minutos de cada fase, tanto no repouso quanto no exercício.

## Índices

Índices de gastos energéticos foram calculados a partir dos batimentos cardíacos: índice de custo fisiológico, ICF (do inglês, *Physiological Cost Index*),<sup>84</sup> índice de batimentos cardíacos totais, IBCT (do inglês, *Total Heart Beat Index*),<sup>83</sup> e o índice de custo cardíaco de propulsão, ICCP.<sup>85</sup> O cálculo desses índices obedeceu as seguintes fórmulas:

---

$$\text{Índice de custo fisiológico}^* = \frac{\text{FC média de propulsão} - \text{FC média basal}}{\text{Velocidade de propulsão}} = \text{batimentos/metro}$$

---

$$\text{Índice de batimentos cardíacos totais}^\dagger = \frac{\text{Batimentos cardíacos totais na propulsão}}{\text{Distância percorrida}} = \text{batimentos/metro}$$

---

$$\text{Índice de custo cardíaco de propulsão}^\ddagger = \frac{\text{FC média de propulsão}}{\text{Velocidade de propulsão}} = \text{batimentos/metro}$$

---

\* Freqüências cardíacas médias obtidas a partir dos 2 últimos minutos, seja de repouso (basal) ou de propulsão.

† Considerou-se a totalidade dos batimentos cardíacos registrados durante toda a propulsão.

‡ Freqüência cardíaca média de todo o tempo de exercício.

FC = freqüência cardíaca.

## **Análise estatística**

Todas as variáveis, por nós apreciadas, apresentaram distribuição normal, segundo o teste de Kolmogorov-Smirnov, razão pela qual a maioria dos testes utilizados foi paramétrica.

A estatística descritiva foi conduzida através de médias, desvio-padrão e intervalos de confiança (95%).

No caso da análise intragrupo, para variáveis contínuas, adotou-se o teste *t* emparelhado, comparando-se o repouso com a atividade física.

Na análise intergrupo, as comparações das médias dos três grupos foram realizadas pelo teste de análise de variância (ANOVA), do tipo *one-way*, e, no caso de significância, uma análise *post hoc*, com o teste de Bonferroni (significante apenas com  $P < 0,0167$ ). A escolha por este teste, mais conservador, baseou-se na preocupação em evitar o erro do tipo I, em outros termos, diminuir as chances de observar diferenças irreais.

Para a validação dos índices consideramos duas análises. A primeira referente à validade de critério (concorrente), quando os comparamos, através do cálculo da correlação, com o consumo de oxigênio, aqui considerado o padrão-ouro. A segunda análise foi direcionada a verificar a concordância com o conhecimento preestabelecido, ou validade do constructo. Em outras palavras, sabedores de que quanto maior o déficit motor, maior o gasto energético durante a atividade física, analisamos se os índices acompanharam essa relação. Assim, eles foram correlacionados com o nível da lesão.

A relação linear entre duas variáveis contínuas pode ser determinada pelo grau de correlação entre elas. Neste estudo, como as variáveis apresentaram distribuição normal, foi escolhido, inicialmente, o coeficiente de correlação de Pearson (*r*). Esse coeficiente pode variar de -1 a +1 e quanto mais próximo desses extremos, melhor o grau de associação. Uma correlação positiva indica que altos valores de uma variável “x” correspondem a altos valores

da outra variável “y”. Se negativa, os valores de x sofrerão variação inversamente aos de “y”. A ausência de relação linear entre as variáveis foi considerada quando o coeficiente de correlação foi igual a zero,<sup>133;134</sup> ou, quando na análise dos intervalos de confiança, estes incluíram o zero. Como vimos, a força da associação é dada pelo coeficiente de Pearson. No entanto, para saber se ela, de fato, existe, o teste de hipótese deve ser realizado. A hipótese nula considera que o coeficiente de correlação foi igual a zero. A probabilidade de existência de uma associação entre duas variáveis, dada pelo valor de  $P < 0,05$ , negará que o coeficiente seja igual a zero e indicará, possivelmente, uma real relação linear entre as variáveis estudadas.

O coeficiente de correlação de Pearson ( $r$ ), portanto, foi calculado para a determinação da associação entre os índices e o consumo de oxigênio. No intuito de evitar possíveis erros de inferência, o estudo da correlação considerou o provável efeito de colinearidade entre eles. Devido ao fato do ICF, ICCP e o Custo de Oxigênio serem calculados a partir da divisão pelo mesmo denominador, somente os numeradores foram analisados. No caso do IBCT, apesar do seu denominador (distância) ser diferente do denominador do Custo de Oxigênio (velocidade), considerou-se a possibilidade de resultados espúrios uma vez que a distância está embutida no cálculo da velocidade. Assim, foi necessária a apreciação do consumo de oxigênio acumulado durante todo o exercício, dado em mililitros por quilograma (ml/kg), e não a cada minuto.

Adicionalmente, a correlação dos índices com o padrão-ouro foi calculada através do teste não paramétrico de Spearman ( $Rho$ ). Este teste, equivalente ao paramétrico de Pearson, não considera em sua análise o valor real do parâmetro estudado, mas a ordem em que o mesmo se apresenta dentro da amostra. Não ocorre, nesse caso, a preocupação anterior de possível colinearidade entre os valores, mas a disposição destes por postos em duas séries ordenadas. No nosso caso, os sujeitos foram ordenados em postos segundo os valores

apresentados pelos índices em uma série, e na outra, de acordo com os valores de custo de oxigênio. Assim, comparando as ordens, o teste foi capaz de calcular um coeficiente conhecido como *Rho*, cujo valor pode ser interpretado nos mesmos moldes do coeficiente de Pearson.

Na análise da validade do constructo, foi realizado o cálculo da correlação de Pearson entre os índices e o nível da lesão. Aos grupos de tetraplégicos e paraplégicos, com lesão alta e baixa, atribuiu-se os arbitrariamente os respectivos valores 1, 2 e 3. Para efeito da análise correlativa com o exato nível da lesão, da mesma forma, atribuiu-se, por exemplo, aos níveis C1, C2, C3,...L1, L2 e L3, respectivamente, os valores 1, 2, 3, ..., 21, 22, 23. Naqueles casos em que o nível motor da lesão variou entre os dimídios, considerou-se o mais cranial.

Os coeficientes de correlação foram calculados de maneiras diferentes, seqüencialmente aprimorados do ponto de vista estatístico. Numa primeira análise foram considerados os índices de todos os participantes e a relação desses com o grupo de nível de lesão. Em seqüência, foi considerado o exato nível de lesão de todos os participantes. Numa terceira análise, tendo em vista que alguns níveis contavam com mais de um paciente, a média das variáveis apresentadas em cada nível de lesão foi considerada. Finalmente, além da variação do número de observações em cada nível de lesão, acrescido da constatação de grande variação intranível, foi calculado o coeficiente de correlação ponderado, sugerido por Bland e Altman.<sup>135</sup> Essa ponderação foi conduzida substituindo-se o valor individual, dentro de cada nível, pela respectiva média.

Na análise correlativa, adotou-se a classificação de Weber et al. (1970), apud Kramer e MacPhail,<sup>136</sup> para definição da utilidade do coeficiente de correlação: leve (0,00 – 0,19), baixo (0,20 – 0,39), modesto (0,40 – 0,69), alto (0,70 – 0,89) e muito alto (0,90 – 1,00).

Como a base essencial de nossa análise é a regressão linear simples e coeficiente de correlação, calculamos o tamanho da amostra dentro desse contexto. Assim, o número

mínimo de participantes deveria ser de 47, para a obtenção de uma correlação significativa, usando um teste bicaudal, com alfa de 0,05 e uma potência de 0,80, além de um tamanho de efeito desejado, no caso, um coeficiente de correlação mínimo de 0,4 (modesto).<sup>137</sup>

Os pacotes estatísticos *Statview for Windows* (*SAS Institute Inc.* versão 5.0.1) e *SPSS* (*SSPS Inc.* versão 13.0) foram utilizados para tratamento dos dados. A significância estatística considerada foi de  $P < 0,05$ .

## **RESULTADOS**

### **Distância percorrida e velocidade**

Para melhor entendimento do cálculo dos indicadores de gasto energético serão expostos, inicialmente, os resultados referentes à distância percorrida e respectiva velocidade, como denominadores dos índices de interesse: custo de O<sub>2</sub>, ICF, ICCP e IBCT.

Durante o exame, os pacientes percorreram em média a distância de 293 metros ( $\pm 84,1$ ). Entre os grupos, observou-se variação dessa distância, sem distinção entre os paraplégicos. Os participantes tetraplégicos percorreram distância menor (média de 231 metros,  $P < 0,001$ ) que o grupo de paraplégicos com lesão até T6 e abaixo desse nível. Variação semelhante foi observada para os valores relacionados à velocidade de propulsão da cadeira de rodas. No geral, os pacientes desenvolveram uma velocidade média de 55,1 m/min ( $\pm 15,8$ ). Os resultados variaram entre os grupos. Na análise *post hoc*, os pacientes tetraplégicos apresentaram uma velocidade média menor tanto em relação aos paraplégicos com lesão alta ( $P < 0,0167$ ), quanto aqueles com lesão abaixo de T7 ( $P < 0,001$ ). Não foi observada distinção entre os valores dos grupos de paraplégicos (Tabela 5).

Em suma, por serem mais lentos, os pacientes tetraplégicos percorreram uma menor distância que os demais grupos.

### **Indicadores de gasto energético**

#### **Consumo de O<sub>2</sub>**

O consumo de oxigênio, tanto basal quanto durante o exercício, sofreu variações entre os grupos. Detalhando, já em condições basais, os pacientes tetraplégicos exibiram valores médios de VO<sub>2</sub> inferiores aos demais grupos, porém somente configurando significância quando comparado àqueles com lesão abaixo de T7 ( $P < 0,0167$ ) (Tabela 5).



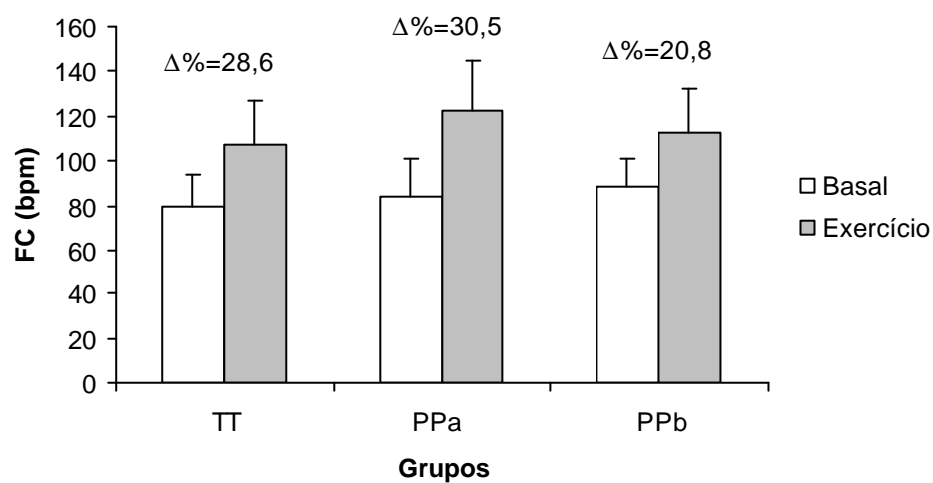
Durante o exercício houve um aumento do consumo da ordem de 2,4 vezes (2 % médio de  $143\% \pm 60,5$ ) em relação aos valores basais, independentemente do nível de lesão. Assim como no repouso, permaneceu a diferença entre as médias dos pacientes tetraplégicos e paraplégicos com lesão baixa ( $P < 0,0167$ ). Quando corrigido para a velocidade de propulsão, por definição o custo de  $O_2$ , a mesma diferença foi observada, com tetraplégicos mantendo valores superiores ( $P < 0,0167$ ) (Tabela 5). Vale destacar que, quando a avaliação do consumo de oxigênio considerou também o peso da cadeira de rodas, os grupos de pacientes paraplégicos tiveram comportamento indistinguível em todos esses parâmetros.

Resumindo, em termos absolutos, os pacientes tetraplégicos consumiram menos oxigênio que os paraplégicos, tanto no repouso quanto no exercício. Porém, quando considerada a velocidade de deslocamento, constatamos a inversão desse perfil, com um maior consumo de oxigênio por metro deslocado, ou seja, um custo energético maior entre os tetraplégicos.

### **Frequência cardíaca**

No geral, a frequência cardíaca sofreu nítida alteração entre as duas fases do exame. Como era de se esperar, ela foi menor no repouso que durante o exercício ( $P < 0,001$ ), para todos os participantes (Figura 5). Em média, a frequência cardíaca de repouso foi de 84,2 bpm ( $\pm 14,7$ ), sem distinção entre os grupos. Durante o exercício, os participantes apresentaram uma elevação média de 30 bpm. A variação percentual média, calculada a partir da alteração apresentada por cada indivíduo, foi de 26% ( $\pm 9$ ) para o grupo de tetraplégicos, 31% ( $\pm 10$ ) para os paraplégicos com lesão entre T1 e T6 e de 21% ( $\pm 8$ ) nos indivíduos com lesão abaixo de T7. Essa variação foi diferente somente entre os grupos de paraplégicos ( $P < 0,0167$ ). No geral, a frequência cardíaca de exercício foi de 114,6 bpm ( $\pm 21,1$ ), sem diferença entre os grupos (Tabela 5). Em outras palavras, consolidando esses resultados, a frequência cardíaca, isoladamente, não se mostrou diferente entre os grupos tanto no repouso quanto no exercício.

**Figura 5** – Frequência cardíaca média basal e durante o exercício, para os grupos de tetraplégicos (TT), paraplégicos com lesão alta (PPa) e baixa (PPb). As linhas verticais nas colunas correspondem ao desvio padrão. São exibidas também as respectivas variações percentuais ( $\Delta\%$ ).



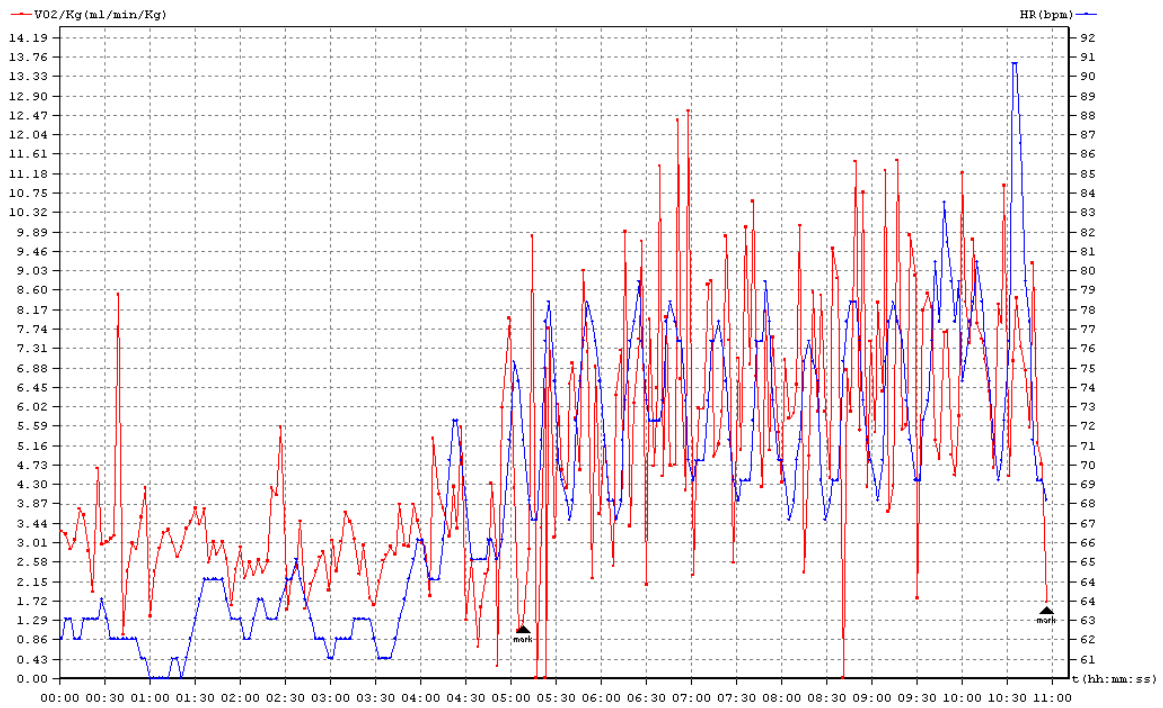
## **Índices de gasto energético**

O valor médio dos índices de gasto energético, para todos os participantes, foi de 0,6 ( $\pm 0,5$ ), 2,2 ( $\pm 1,0$ ) e 2,3 bat/m ( $\pm 1,0$ ) para o ICF, IBCT e ICCP, respectivamente. Independentemente de inferência estatística, os resultados mostram maior gasto energético no grupo de tetraplégicos (Tabela 5). Especificamente, as médias dos três índices foram superiores neste grupo somente quando comparados aos dos pacientes paraplégicos com nível de lesão abaixo de T7. Não foram observadas diferenças entre os grupos de paraplégicos. Assim, os índices baseados nos batimentos cardíacos foram capazes, tão somente, de diferenciar os extremos do espectro de déficit motor estudado. Ou seja, foram maiores nos pacientes tetraplégicos quando comparados apenas aos paraplégicos com lesão baixa.

O alcance do estado de equilíbrio, representado graficamente por um platô (Figura 6), é pré-requisito para o adequado cálculo do ICF. Esta condição não foi observada no registro de dois pacientes (#17 e #24), de níveis entre T1 e T6, os quais foram excluídos da análise desse índice, em função do aumento gradual da frequência cardíaca durante todo o exercício. A análise do gráfico do consumo de oxigênio (paciente #17) mostra estabilidade deste parâmetro, sem correspondência com a curva da frequência cardíaca (Figura 7).

Resta-nos agora observar o nível de correlação entre o custo de oxigênio e os índices baseados nos batimentos cardíacos no intuito de avaliar quão válidos estes podem ser para a estimativa do gasto energético.

**Figura 6** – Representação gráfica do estado de equilíbrio do consumo de oxigênio e da frequência cardíaca em função do tempo, do paciente #30. A linha azul corresponde à frequência cardíaca e a vermelha ao consumo de oxigênio.



**Figura 7** – Representação gráfica do consumo de oxigênio e da frequência cardíaca em função do tempo do paciente #17, que não alcançou o estado de equilíbrio. A linha azul corresponde à frequência cardíaca e a vermelha ao consumo de oxigênio.

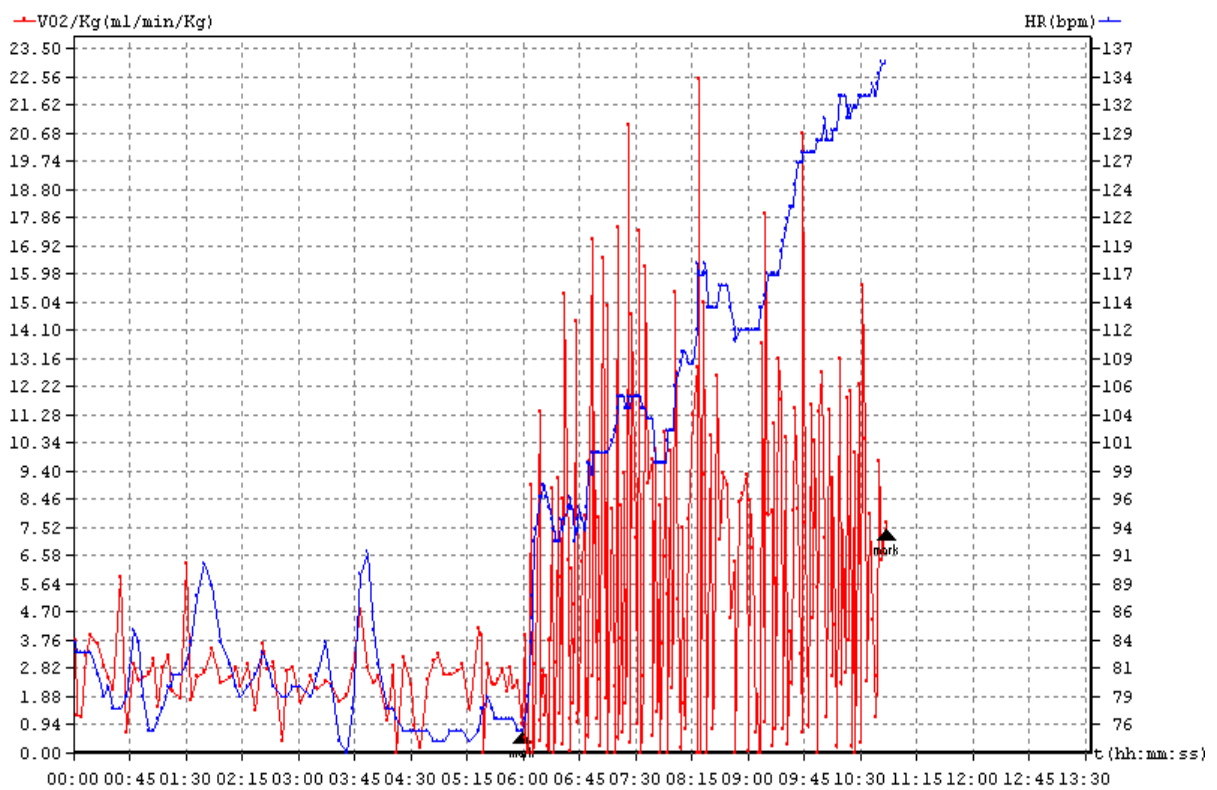


Tabela 5 – Média (desvio-padrão) e valores extremos, referentes aos parâmetros metabólicos e de desempenho nos grupos estudados.

	Grupos			Todos C6-L3 N=48
	Tetraplegia C6 – C8 N=15	Paraplegia alta T1-T6 N=17	Paraplegia baixa T7 – L3 N=16	
Distância, m	230,9 (67,7) *† 78 - 350	305,2 (85,7) 208 - 560	338,4 (62,0) 260 - 468	293,0 (84,1) 78 - 560
Velocidade, m/min	42,8 (12,6) *† 16,2 – 65,7	57,6 (15,5) 37,8 – 104,4	64,0 (11,6) 47,0 – 88,0	55,1 (15,8) 16,2 – 104,4
<b>Consumo de oxigênio-VO<sub>2</sub>, ml/kg/min</b>				
Basal	2,9 (0,7) † 2,0 – 4,0	3,4 (0,6) 2,3 – 4,9	3,5 (0,6) 2,9 – 5,3	3,3 (0,6) 2,0 – 5,3
Exercício	6,2 (1,69) † 3,6 – 8,9	7,3 (1,77) 4,9 – 10,5	7,7 (1,6) 5,7 – 12,4	7,1 (1,76) 6,0 – 12,0
?%	139,3 (66,1) 55 – 271,2	144,0 (52,2) 73,15 – 211,8	145,1 (63,9) 69,4 – 290,3	142,9 (59,5) 55,1 – 290,3
Custo de oxigênio, ml/kg/m	0,17 (0,05) † 0,11 – 0,29	0,14 (0,02) 0,10 - 0,17	0,13 (0,02) 0,10 – 0,18	0,15 (0,4) 0,10 – 0,29
<b>Consumo de oxigênio-VO<sub>2</sub>, ml/kg/min – considerando o peso da cadeira de rodas</b>				
Exercício	4,8 (1,3) † 2,8 – 6,8	5,8 (1,4) 3,8 – 8,3	6,2 (1,3) 4,6 – 8,6	5,6 (1,4) 2,8 – 8,6
?%	87,9 (55,6) 21-211,7	94,9 (42,6) 39,5 – 149,1	97 (53,8) 30,9 - 230	93,4 (49,7) 21-230
Custo de oxigênio, ml/kg/m	0,12 (0,03) † 0,08 – 0,19	0,10 (0,02) 0,06 - 0,12	0,10 (0,02) 0,07 – 0,12	0,11 (0,02) 0,06 – 0,19
<b>Frequência cardíaca, bpm</b>				
Basal	79,6 (14,7) 63 - 112	84,4 (16,4) 61 - 117	88,3 (12,3) 64 - 109	84,2 (14,7) 61 - 117
Exercício	107,7 (19,6) 81 - 147	122,5 (22,7) 91 - 168	112,6 (19,3) 74 - 157	114,6 (21,1) 74 - 168
?%	25,6(8,5) 8,9-37,9	30,5(10,2) ‡ 11,7-56,0	20,8(8,3) 9,5-34,0	25,7(9,8) 8,9-56,0
<b>Índices de gasto energético, bat/min</b>				
ICF	0,8 (0,6) † 0,3 – 2,8	0,7 (0,3) 0,3 – 1,7	0,4 (0,2) 0,1 – 0,8	0,6 (0,5) 0,1 – 2,8
IBCT	2,8 (1,4) † 1,8 – 7,4	2,2 (0,6) 1,2 – 3,7	1,8 (0,4) 1,0 – 2,3	2,2 (1,0) 1,0 – 7,4
ICCP	2,8 (1,5)† 1,8 – 7,7	2,2 (0,6) 1,3 – 3,6	1,8 (0,3) 1,0 – 2,3	2,3 (1,0) 1,0 – 7,7

Abreviações: ICF=índice de custo fisiológico, IBCT=índice de batimentos cardíacos totais, ICCP=Índice de custo cardíaco de propulsão, ?%=variação percentual entre o repouso e o exercício.

\* =P< 0,0167 tetraplegia x paraplegia alta; †= P< 0,0167 tetraplegia x paraplegia baixa; ‡=P<0,0167 paraplegia alta x paraplegia baixa.

### *Validação dos Índices*

Como descrito anteriormente, o presente estudo objetiva validar os índices obtidos pelos batimentos cardíacos na estimativa do consumo energético. Para tanto, lançamos mão de dois tipos de validação: por critério e do constructo. Na primeira situação, o ICF, o IBCT e o ICCP foram confrontados com o custo de oxigênio, considerado aqui, o padrão-ouro. Na validade do constructo, os mesmos índices foram correlacionados com o nível da lesão, na intenção de confrontar o conhecimento pré-existente e o raciocínio fisiopatológico de que a capacidade física de tetraplégicos é mais comprometida que a de paraplégicos.

### *Validade de critério*

#### **Coefficiente de correlação de Pearson**

#### ***Índice de Custo Fisiológico (ICF)***

No geral, a relação entre a diferença de frequência cardíaca, antes e durante o exercício, com o consumo de oxigênio (ml/kg/min) durante o exercício, foi “baixa”, com valor de  $r=0,38$  ( $P<0,01$  e IC95% de 0,11 a 0,60) (Tabela 6). Essa correlação variou entre os grupos, sendo significativa apenas nos paraplégicos com lesão baixa ( $r=0,62$ ,  $P<0,01$  e IC95% de 0,18 a 0,85). Se correlacionarmos as diferenças, agora entre exercício e repouso da frequência cardíaca e do consumo de oxigênio, conforme proposto por Norman et al.,<sup>60</sup> obtemos um  $r=0,47$  ( $P <0,01$  e CI 95% de 0,22 a 0,67), considerado “modesto”.

Como esperado, a correlação ganha força quando o índice é comparado ao custo de oxigênio, de mesmo denominador. O valor de  $r$  passa a ser de 0,65 ( $P <0,001$  e CI 95% de 0,45 a 0,79) e mantém a mesma classificação “modesta” (Figura 8).

**Tabela 6** – Correlação entre os índices e velocidade com o consumo de oxigênio nos grupos.

	Grupos			Todos C6-T12 (N=48)
	Tetraplegia C6 – C8 (N=15)	Paraplegia T1-T6 (N=17)	Paraplegia T7 – T12 (N=16)	
<b>ICF (<math>\Delta FC \times O_{2ex}</math>)</b>				
r	0,46	0,27	0,62	0,38
IC95%	-0,07 a 0,79	-0,24 a 0,67	0,18 a 0,85	0,11 a 0,60
$r^2 * 100$	21	7	38	14
P	0,09	0,29	0,009	0,007
<b>IBCT (TBC <math>\times O_{2acum}</math>)</b>				
r	0,75	0,48	0,55	0,58
IC95%	0,38 a 0,91	-0,07 a 0,79	0,07 a 0,82	0,36 a 0,74
$r^2 * 100$	56	25	36	34
P	0,0008	0,053	0,03	<0,0001
<b>ICCP (FCex <math>\times O_{2ex}</math>)</b>				
r	0,67	0,48	0,62	0,59
IC95%	0,24 a 0,88	0,002 a 0,78	0,19 a 0,86	0,36 a 0,75
$r^2 * 100$	45	23	30	32
P	0,0052	0,050	0,02	<0,0001
<b>Velocidade média</b>				
r	0,68	0,75	0,64	0,74
IC95%	0,26 a 0,88	0,41 a 0,90	0,21 a 0,86	0,58 a 0,85
$r^2 * 100$	46	56	41	55
P	0,0041	0,0003	0,0062	<0,0001

ICF: índice de custo fisiológico (bat/m);  $\Delta FC$  (bpm)=frequência cardíaca de exercício – frequência cardíaca de repouso;  $O_{2ex}$ =consumo de oxigênio durante o exercício (ml/kg/min); IBCT: índice de batimentos cardíacos totais (bat/m); TBC=total de batimentos cardíacos;  $Q_{acum}$ =consumo de oxigênio acumulado no exercício (ml/kg); ICCP: índice de custo cardíaco na propulsão (bat/m); FCex=frequência cardíaca de exercício (bpm).



### ***Índice de Batimentos Cardíacos Totais (IBCT)***

Para toda a amostra, o total de batimentos cardíacos apresentou uma significativa e “modesta” correlação com o consumo de oxigênio acumulado, ou total de mililitros consumidos por quilo de peso durante o exercício ( $r=0,58$ ;  $P < 0,001$  e IC95% de 0,36 a 0,74) (Tabela 6). A correlação desse índice variou entre os grupos em termos de significância e magnitude. Ela só não foi significativa no grupo de paraplégicos com lesão alta. O melhor coeficiente foi observado no grupo de tetraplégicos. Nesse, 56% da variação do total de batimentos cardíacos foram explicados pela variação do consumo de oxigênio (Tabela 6).

### ***Índice de Custo Cardíaco de Propulsão (ICCP)***

Para todos os participantes estudados, a força de correlação entre o ICCP e o custo de oxigênio foi similar à apresentada pelo IBCT. A correlação entre a frequência cardíaca e o consumo de oxigênio médios durante todo o exercício foi de  $r=0,59$  ( $P < 0,001$  e IC95% de 0,34 a 0,73), variando de  $r=0,48$  a 0,67, respectivamente, para os paraplégicos com lesão alta e tetraplégicos.

A matriz de correlação, exibida na Tabela 7, apresenta os diversos coeficientes nas várias análises (Figura 9). Os valores em negrito da tabela sinalizam os principais resultados.

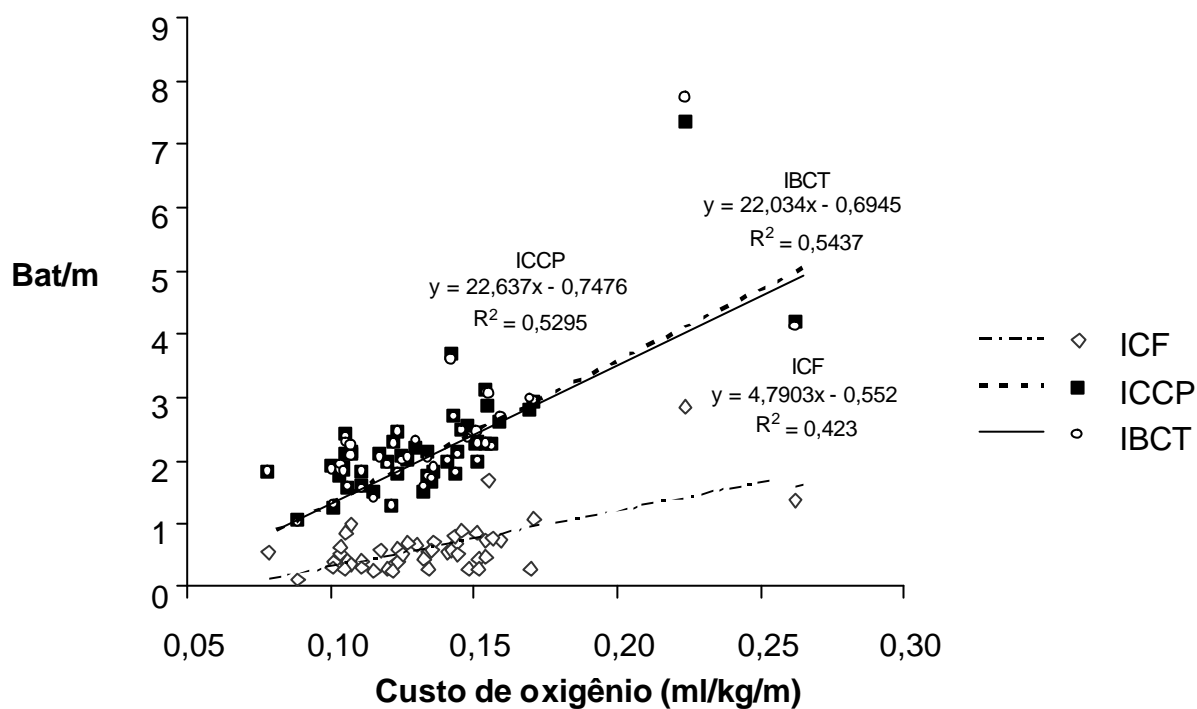
### **Coefficiente de correlação de Spearman**

O estudo da correlação entre os índices e o custo de oxigênio também foi realizada através do teste de Spearman, não paramétrico e mais conservador. Esse teste não considera os valores reais desses parâmetros, mas a ordem com que eles se apresentam. Essa análise mostrou que, no geral, a ordem dos valores do IBCT apresentou uma correlação de  $Rho=0,61$

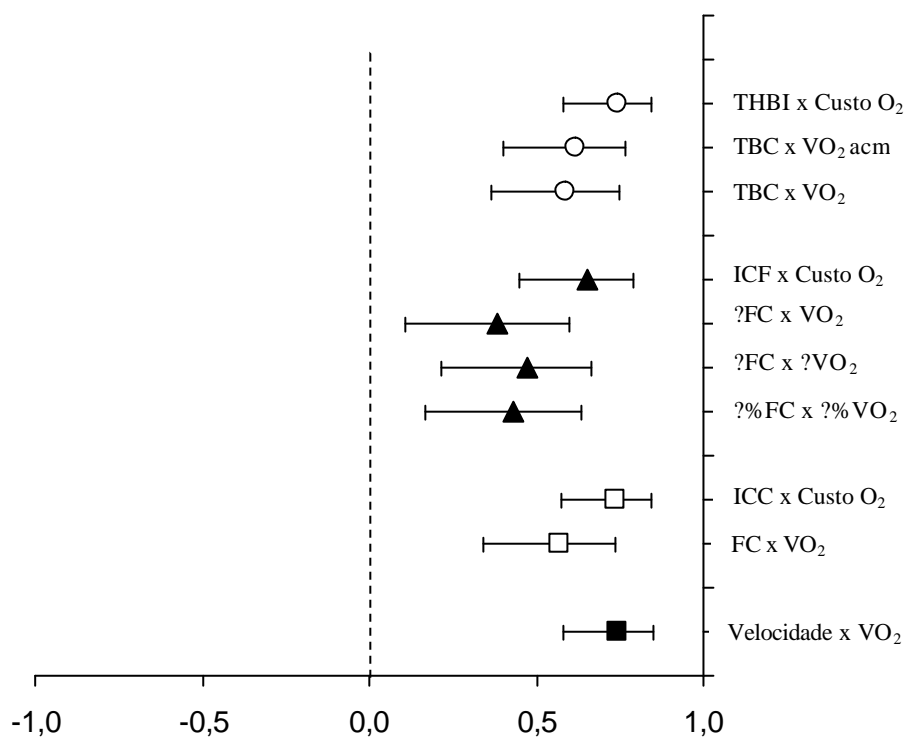
( $P < 0,001$ ) com o custo de oxigênio. O ICCP apresentou performance semelhante ( $Rho = 0,60$ ;  $P < 0,001$ ). Já a força de correlação com o ICF foi menor, com  $Rho = 0,47$  ( $P < 0,01$ ).

Resumindo, todos índices estudados apresentaram correlação significativa. O teste de correlação mais conservador aponta as correlações como sendo modestas. Os melhores resultados foram apresentados, de forma equivalente, pelo o IBCT e o ICCP, enquanto que o pior coeficiente foi dado pelo ICF, independentemente do nível da lesão.

**Figura 8** – Correlação de Pearson dos índices de custo fisiológico (ICF), de custo cardíaco de propulsão (ICCP) e batimentos cardíacos totais (IBCT) com o custo de oxigênio, durante a propulsão da cadeira de rodas em velocidade confortável por indivíduos com lesão medular.



**Figura 9** – Coeficientes de correlação de Pearson e respectivos intervalos de confiança (95%) nas diversas análises conduzidas.



**Tabela 7** – Matriz de correlação dos parâmetros fisiológicos.\*

	FC <sub>ex</sub>	ΔFC	BCT	ICF	IBCT	ICCP	O <sub>2</sub> ex	ΔO <sub>2</sub>	O <sub>2</sub> acum.	Custo O <sub>2</sub>	ICO	Distância	Velocidade
FC <sub>ex</sub>	1,0												
ΔFC	0,72	1,0											
BCT	0,94	0,61	1,0										
ICF	0,37	0,67	0,28	1,0									
IBCT	0,22	0,23	0,20	0,83	1,0								
ICCP	0,24	0,27	0,20	0,85	0,996	1,0							
O <sub>2</sub> ex	<b>0,59</b>	<b>0,38</b>	0,58	-0,13	-0,35	-0,33	1,0						
ΔO <sub>2</sub>	0,59	0,47	0,57	-0,03	-0,30	-0,28	0,95	1,0					
O <sub>2</sub> acum	0,57	0,34	<b>0,58</b>	-0,16	-0,37	-0,35	0,96	0,89	1,0				
Custo O <sub>2</sub>	0,30	0,31	0,33	0,65	0,74	0,73	0,16	0,16	0,16	1,0			
ICO	0,52	0,52	0,54	0,54	0,44	0,45	0,52	0,62	0,49	0,82	1,0		
Distância	0,29	0,11	0,29	-0,45	-0,70	-0,68	0,74	0,70	0,73	-0,46	-0,6	1,0	
Velocidade	0,30	0,12	0,26	-0,46	-0,70	-0,68	0,74	0,70	0,70	-0,49	-0,8	0,98	1,0

\*FC<sub>ex</sub>=Frequência cardíaca média durante o exercício (bpm); ΔFC= Frequência cardíaca média de exercício – frequência cardíaca média de repouso (bpm); BCT= batimentos cardíacos totais durante o exercício (bat); ICF=Índice de custo fisiológico (bat/m); IBCT=Índice de batimentos cardíacos totais (bat/m); ICCP=Índice de custo cardíaco de propulsão (bat/m); O<sub>2</sub>ex= Consumo médio de oxigênio durante o exercício (ml/kg/min); ΔO<sub>2</sub>= Consumo médio de oxigênio de exercício – consumo médio de oxigênio de repouso (ml/kg/min); O<sub>2</sub>acum.=Consumo médio de oxigênio acumulado durante o exercício (ml/kg); CustoO<sub>2</sub>=Consumo médio de oxigênio durante o exercício em função da velocidade (ml/kg/m); ICO=Delta de consumo de oxigênio médio em função da velocidade (ml/kg/m).

### ***Validade do constructo***

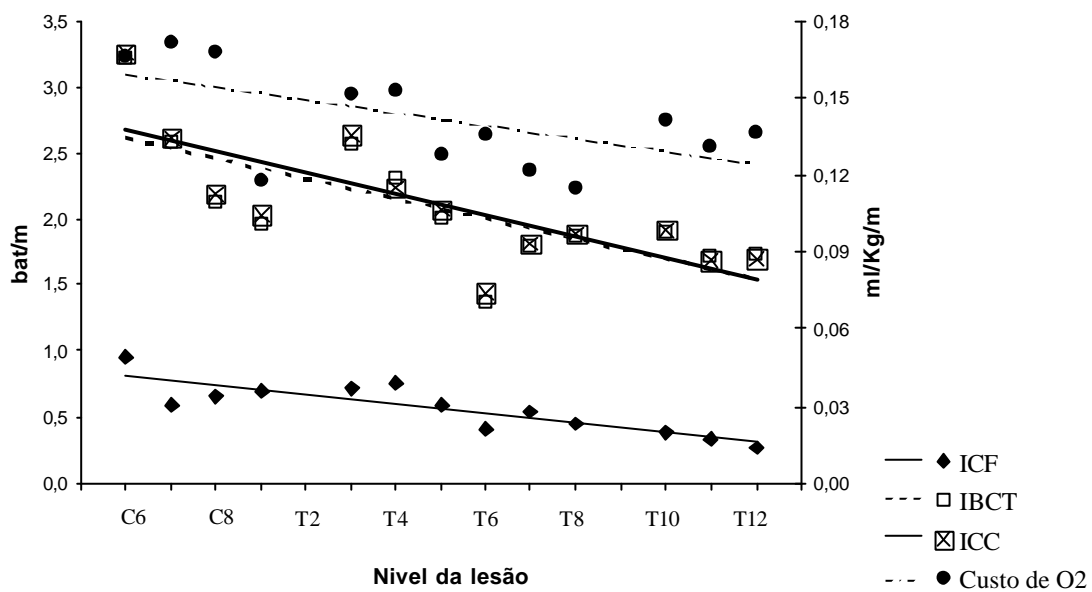
Como abordado anteriormente, o estudo da validade do constructo considerou, essencialmente, a correlação dos índices com o nível da lesão. A intenção dessa análise foi a de verificar se, de fato, os índices são capazes de confirmar o conhecimento pré-existente de que indivíduos com lesão cervical apresentam capacidade física menor que aqueles com lesão tóraco-lombares. Nesse caso, o nível da lesão passa a ser a variável independente, enquanto os demais parâmetros, variáveis dependentes. O estudo dessa correlação considerou quatro diferentes aspectos: o grupo (tetraplegia -TT; paraplegia alta - PPa e paraplegia baixa - PPb); o exato nível de lesão e a média simples/ponderada dos índices segundo o nível da lesão.

A primeira correlação foi calculada considerando-se os grupos de nível de lesão. A partir dessa análise, observou-se que a correlação entre o índice ICF e os níveis agrupados foi de  $r = -0,35$ , mostrando-se fraca, porém significativa ( $P < 0,05$ ). A força de correlação apresentada pelos índices IBCT e ICCP foi melhor que ICF (Tabela 8).

Considerando-se o exato nível da lesão, observou-se melhora da força do coeficiente de correlação para todos os índices, que variou entre -0,40 a -0,45.

Diante da observação de que, para cada exato nível de lesão estudado, dois ou mais sujeitos foram considerados, a terceira análise respeitou a média dos valores observados por nível (Figura 10). Além disso, a presença de número variado de participantes nos diversos níveis indicou a necessidade de calcularmos o coeficiente ponderado de correlação. Essas duas últimas formas de análise mostraram uma alta e significativa associação entre os parâmetros estudados (Tabela 8).

**Figura 10** – Correlação dos índices com o nível da lesão (média simples/nível).



**Tabela 8** – Correlação entre os índices e velocidade com o nível de lesão.\*

	Correlações			
	1 Grupo	2 Nível exato	3 Média simples/nível	4 Coeficiente ponderado
<b>ICF</b>				
r	-0,35	-0,40	-0,86	-0,86
IC95%	-0,58 a -0,08	-0,61 a -0,13	-0,96 a -0,60	-0,92 a -0,76
r <sup>2</sup> x 100	12	16	74	74
P	0,013	0,0049	<0,0001	<0,0001
<b>THBI</b>				
r	-0,42	-0,44	-0,73	-0,81
IC95%	-0,63 a -0,15	-0,65 a -0,18	-0,91 a -0,30	-0,89 a -0,67
r <sup>2</sup> x 100	18	19	53	65
P	0,003	0,0014	0,0035	<0,0001
<b>ICCP</b>				
r	-0,42	-0,45	-0,77	-0,84
IC95%	-0,63 a -0,16	-0,65 a -0,19	-0,93 a -0,38	-0,90 a -0,72
r <sup>2</sup> x 100	18	20	59	71
P	0,003	0,0011	0,0013	<0,0001
<b>Velocidade média</b>				
r	0,54	0,61	0,62	0,75
IC95%	0,31 a 0,72	0,40 a 0,76	0,11 a 0,87	0,60 a 0,85
r <sup>2</sup> *100	29	37	38	56
P	<0,0001	<0,0001	0,0214	<0,0001

\* Correlação 1 - índice vs o grupo de nível de lesão para todos os participantes; Correlação 2 - índice vs exato nível de lesão de todos os participantes; Correlação 3 - média do índice para cada nível de lesão vs exato nível de lesão; Correlação 4 - média ponderada para cada nível de lesão vs exato nível da lesão.



### **Considerações *post hoc***

O tratamento estatístico dos dados permitiu observar que a distância percorrida e a velocidade média de deslocamento dos participantes apresentaram boa correlação com o nosso padrão-ouro. Este último parâmetro de avaliação foi escolhido para detalhamento de seus resultados, já que embute a distância associada ao tempo despendido para a atividade. Considera-se ainda, a possibilidade de seu uso na prática clínica, seja durante o deslocamento em percursos variados, ou através de ergômetros laboratoriais.

### **Velocidade**

#### **Validade de critério**

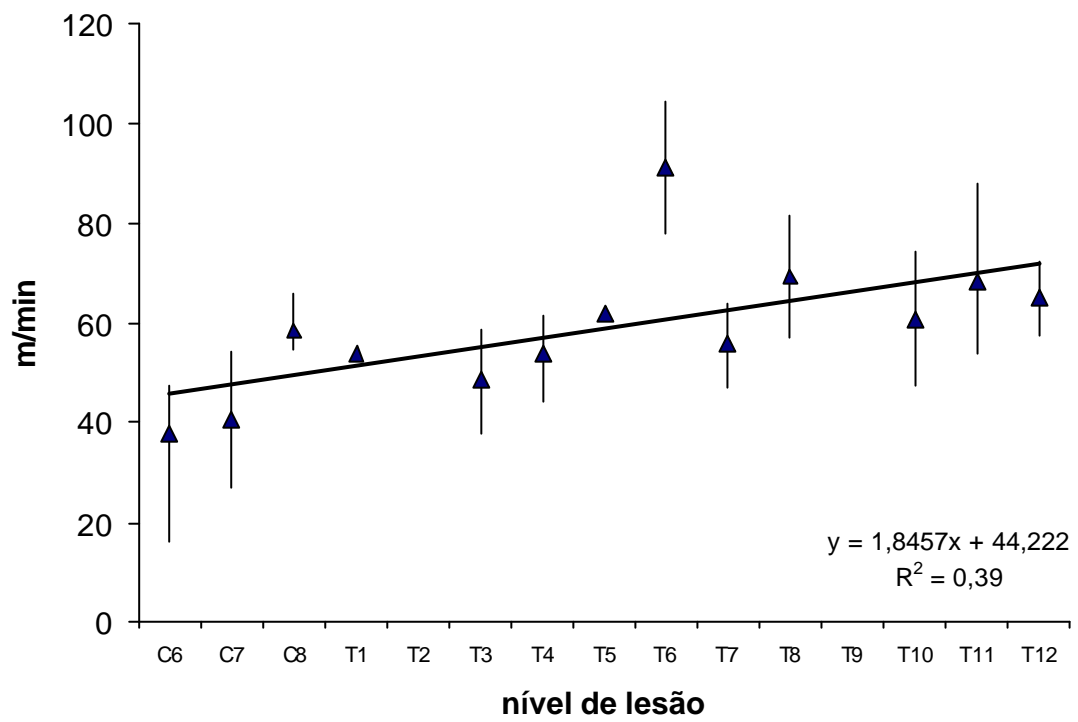
Para toda a amostra, o coeficiente de correlação entre a velocidade média e o consumo de oxigênio mostrou-se alto e significativo ( $r=0,74$ ;  $P < 0,001$  e IC95% de 0,58 a 0,85). A correlação dentro de cada grupo foi significativa e apresentou a variação de  $r=0,64$  a 0,75. Desta vez, o melhor coeficiente foi do grupo de paraplégicos com lesão alta. Neste, 56% da variação do consumo de oxigênio pode ser explicado pela variação da velocidade. (Tabela 6)

#### **Validade de constructo**

O estudo da correlação da velocidade com o nível da lesão seguiu os mesmos critérios para a validade de constructo dos índices. Observa-se uma melhora da força de correlação com o aprimoramento estatístico, variando de  $r= 0,54$  a 0,75, mostrando que, à medida que desce o nível da lesão, observa-se maior velocidade confortável de deslocamento na cadeira de rodas (Tabela 8; Figura 11).

Consideramos, assim, que a velocidade foi capaz de diferenciar todo o espectro de déficit motor estudado, ou seja, foi menor nos pacientes tetraplégicos que nos paraplégicos com lesão alta que, por sua vez, apresentaram velocidade menor que os pacientes com lesão torácica baixa.

**Figura 11** – Correlação da velocidade com o nível da lesão.\*



\* As linhas verticais representam o intervalo entre o maior e menor valores.

## DISCUSSÃO

Numa amostra de pacientes com lesão medular, investigamos, simultaneamente, o comportamento do custo energético e índices baseados nos batimentos cardíacos, durante a propulsão de cadeira de rodas, em condições controladas.

Como era de se esperar, os pacientes tetraplégicos exibiram deslocamento e velocidade menores. Durante o exercício, observamos um gradiente do consumo de oxigênio entre os três grupos estudados, no qual os tetraplégicos permaneceram com valores mais baixos, embora, em relação ao repouso, tenham duplicado seus valores. Quando ajustamos o consumo para a velocidade desenvolvida, custo de oxigênio, obtivemos a inversão desse quadro. Durante o exercício, os batimentos cardíacos dos três grupos estudados elevaram, em termos médios, em 1/3 do valor basal. Confrontando os índices com o consumo de oxigênio, encontramos correlações entre baixa e alta, nas diversas formas de análise, com os valores mais significativos obtidos com o IBCT e ICCP. Adicionalmente, a velocidade e a distância também apresentaram alta correlação com o consumo de oxigênio. Esses resultados parecem indicar que os índices baseados nos batimentos cardíacos, particularmente o IBCT e ICCP, bem como a avaliação da velocidade confortável de deslocamento, poderão ser utilizados na prática clínica para avaliar o gasto energético desses pacientes.

O desempenho na cadeira de rodas depende, em última análise, da interação entre o usuário e o equipamento. Uma forma de avaliar essa interação é estimar a quantidade de energia exigida para a propulsão das rodas. Essa informação é de suma importância para a avaliação de um programa de reabilitação.

Com base nessas considerações, discutiremos criticamente nossos resultados, partindo do padrão-ouro adotado e dos batimentos cardíacos, sobre os quais todos os índices aqui investigados se basearam. Em seguida, destacaremos as limitações de nosso estudo e por fim, a aplicação do método e perspectivas.

## Consumo de oxigênio: o padrão-ouro

Considerado a medida mais adequada para avaliação do gasto energético,<sup>56</sup> o consumo de oxigênio tem sido adotado como o padrão-ouro em diversos estudos, incluindo os de validação do ICF,<sup>64;71;72;74;110</sup> IBCT<sup>83</sup> e ICCP<sup>85</sup> na atividade de marcha. A tradicional avaliação do consumo de oxigênio por meio da técnica da Bolsa de Douglas, enquanto método de referência, apresenta algumas dificuldades técnicas, como a difusão dos gases dentro da bolsa<sup>66</sup> e, principalmente, inadequação para estudos dinâmicos. Associado a isso, o método restringe-se a medição do consumo de oxigênio em ambientes laboratoriais, o que impossibilita a verificação das medidas metabólicas específicas das atividades recreativas, desportivas ou funcionais,<sup>66</sup> como foi o nosso caso. A avaliação da calorimetria indireta por aparelho portátil tem sido considerada um método conveniente e altamente preciso para a medida do gasto energético de atletas,<sup>66;138</sup> crianças com paralisia cerebral,<sup>64;69;73;139</sup> usuários de cadeiras de rodas<sup>54;138</sup> e amputados.<sup>140</sup>

Pelo exposto e considerando os objetivos do nosso estudo, convencemo-nos da adequação do padrão-ouro utilizado, medidor de gases portátil, Cosmed K4b<sup>2</sup>, já validado<sup>59;61-</sup><sup>63</sup> e extensivamente utilizado em estudos anteriores.<sup>64;69;73;104</sup>

Outro aspecto a ser considerado é a comparação dos nossos resultados com aqueles obtidos, a partir do mesmo padrão-ouro, em estudos anteriores. Nossos resultados mostram que, mesmo em repouso, os tetraplégicos mobilizam menos oxigênio para manutenção da sua homeostase. Esses resultados estão coerentes com investigações anteriores.<sup>141;142</sup> Esse baixo consumo de oxigênio apresentado pelos tetraplégicos, tanto no repouso quanto durante o exercício, pode ser explicado, entre outros fatores, pela extensa massa muscular inativa e conseqüente redução das funções de membros superiores e tronco.

No que concerne ao exercício, já é sabido que indivíduos com lesão medular apresentam reduzida capacidade física e o grau dessa redução dependerá de vários fatores,

como idade, gênero e nível da lesão.<sup>50;99;130;143;144</sup> No caso dos tetraplégicos, a capacidade para a realização de uma tarefa física é notavelmente baixa, fato confirmado pelos nossos resultados, uma vez que a distância e velocidade de deslocamento foram inferiores aos demais grupos. Quando corrigidos para esses parâmetros, essa interpretação fica mais clara, como veremos adiante.

Propulsionar a cadeira de rodas em velocidade confortável por cinco minutos exigiu em média, 2,4 vezes o metabolismo de repouso. Com base nessa observação, o exercício proposto pode ser considerado um trabalho leve, pelo menos do ponto de vista metabólico, para todos os participantes, já que a captação de oxigênio não excedeu a três vezes a demanda metabólica do repouso.<sup>56</sup> Conforme a classificação de Christensen (1963), apud Mukerjee,<sup>22</sup> a mesma atividade seria considerada como fisiologicamente de moderada a pesada. Essa classificação é baseada em intervalos de frequência cardíaca, que gradua o trabalho realizado. No entanto, não encontramos na literatura a adequação dessa categorização para a população com lesão medular.

Vimos que o consumo de oxigênio pode ser expresso por unidade de distância ou, por definição, o custo de oxigênio (ml/kg/m). Este valor, obtido da divisão do  $VO_2$  pela velocidade de deslocamento, é considerada uma medida de eficiência já que relaciona o consumo à performance.<sup>74</sup> O maior custo de oxigênio apresentado pelos tetraplégicos em relação aos paraplégicos de lesão baixa pode ser explicado em função da menor velocidade apresentada pelos primeiros. A menor massa muscular ativa, o comprometimento da habilidade de preensão do aro da roda e a menor distância percorrida, a cada toque, podem explicar, em termos absolutos, essa reduzida velocidade.<sup>53</sup> Assim, esses resultados mostram que, em termos relativos, há maior gasto de energia no tetraplégico para tocar a cadeira de rodas quando comparados aos pacientes com lesão torácica baixa.

O custo de oxigênio no deslocamento na cadeira de rodas em velocidade confortável foi observado por Mukerjee<sup>51</sup> para um grupo de pessoas com lesão torácica baixa e poliomielite, com resultados, em termos médios, superiores aos nossos.<sup>a</sup> Essa divergência, particularmente entre pacientes com déficits semelhantes (paraplégicos com lesão baixa), pode ser explicada por eventuais diferenças, por exemplo, na cadeira de rodas, no que se refere ao *design* menos favorável e ao peso. Em outro estudo, paraplégicos com lesão acima de T4 apresentaram valores inferiores aos nossos (0,08 ml/kg/m)<sup>54</sup> para a propulsão da cadeira de rodas em velocidade auto-selecionada por oito minutos em corredor de 100 metros. Já Beekman et al.,<sup>121</sup> encontraram resultados semelhantes aos nossos, quando paraplégicos e tetraplégicos tocaram suas cadeiras durante 20 minutos. A constatação dessas diferenças e semelhanças pode expressar a importância da padronização dos métodos de aferição do custo de energia durante a propulsão da cadeira de rodas.

Quando consideramos o peso da cadeira de rodas para o cálculo do VO<sub>2</sub> relativo, dado em ml/kg/min, observamos diferença (P<0,001) do consumo e do custo de oxigênio calculados, tão somente, com do peso corporal do participante. Como era de se esperar, observou-se valores inferiores de VO<sub>2</sub> em função da consideração de um peso maior. Apesar disso, não foram detectadas diferenças entre os grupos nas duas situações. A explicação se baseia no fato de que a média do peso da cadeira de rodas não variou entre os grupos (P>0,05).

### **Os batimentos cardíacos**

Sabe-se que, preferencialmente, o gasto energético é determinado pelo consumo de oxigênio. Devido às inconveniências desse método, relacionadas ao custo e à aplicabilidade, o uso de tecnologia de baixa a intermediária complexidade,<sup>69</sup> como a avaliação da frequência cardíaca, tem sido preconizada. A base teórica para a viabilização dessa alternativa é a

---

<sup>a</sup> As médias foram comparadas através do programa EpiTable – EpInfo, versão 6.04d, 2001.

linearidade do consumo de oxigênio e a frequência cardíaca em atividades submáximas. Essa afirmação está bem evidenciada em populações saudáveis,<sup>56</sup> crianças com paralisia cerebral<sup>81</sup> e indivíduos com lesão medular. Entre esses, alguns estudos mostram uma satisfatória correlação linear entre consumo de O<sub>2</sub> e frequência cardíaca,<sup>54;70;82;92;93;97</sup> enquanto outros questionam esses resultados, principalmente entre os indivíduos com lesão mais cranial.<sup>54;95;95;96;102;106</sup> A favorável relação linear entre frequência cardíaca e consumo de oxigênio tem permitido o uso da primeira para o controle da intensidade de testes e de treinamento. No caso de indivíduos com lesão alta, considerando limitações do método, particularmente para essa subpopulação, meios alternativos, como a escala de Borg têm sido utilizados.<sup>123</sup> Vale ressaltar que esses estudos foram conduzidos em exercícios com cargas graduadas, alguns deles até a exaustão do participante. Nesses casos, a correlação linear implica dizer que, numa relação positiva, a frequência cardíaca tende a aumentar, gradual e linearmente, com o consumo de oxigênio, ao acréscimo da carga. Esse fato é observado individualmente ou para um grupo de pessoas.<sup>145</sup> Não foi objetivo do nosso estudo a padronização e sucessão de cargas para análise dos dados individuais, mas a avaliação durante o deslocamento em velocidade confortável de propulsão, o que refletiria, de maneira mais real, o deslocamento na cadeira de rodas.<sup>118</sup> Nessas condições, uma alta correlação linear faria supor que os maiores valores de frequência cardíaca corresponderiam, proporcionalmente, aos maiores valores de consumo de oxigênio, pelo menos no contexto estudado, entre indivíduos diferentes. Nesse contexto, nossos resultados apontaram uma significativa e modesta correlação ( $r=0,59$ ). Quando considerado o consumo de oxigênio de reserva, o grau de correlação não foi alterado para os índices IBCT e ICCP (Tabela 7).

O uso da frequência cardíaca tem a vantagem de ser de baixo custo e de fácil aplicação. Existem, no entanto, algumas considerações para o uso rotineiro desse parâmetro:

1) a frequência cardíaca pode apresentar alteração frente à ansiedade, emoções, temperatura

corporal, alimentação, entre outros estímulos de difícil controle metodológico;<sup>89</sup> 2) a inclinação da relação linear entre a frequência cardíaca e o consumo de oxigênio varia entre indivíduos;<sup>56</sup> e 3) o mesmo indivíduo pode apresentar a frequência cardíaca diferenciada no tempo, a depender do efeito do treinamento ou estado de convalescença.<sup>139;145</sup> Todos esses aspectos podem ser acrescidos do efeito do nível da lesão e do comprometimento autonômico, no caso de indivíduos com lesão medular.

Apesar dessas limitações, a frequência cardíaca é um importante indicador clínico do esforço fisiológico.<sup>19</sup> Além de apresentar, no geral, uma correlação linear com consumo de oxigênio, retrata a atuação cardíaca para a distribuição sangüínea nos diversos órgãos e em especial nos músculos, no caso específico do exercício físico.

Para a realização do nosso estudo, os batimentos cardíacos foram obtidos por equipamento já extensivamente utilizado para esse fim, além de devidamente validado.<sup>132</sup> A conveniência do uso do monitor de frequência cardíaca empregado é reforçada pela dificuldade de traçado satisfatório ao eletrocardiograma, durante o exercício de braço, quando comparado ao ergômetro de perna ou esteira, em função de artefatos proporcionados pela movimentação.<sup>49</sup> A utilização de ECG, adicionalmente, não permite a aferição da frequência cardíaca em atividades funcionais, distantes dos grandes equipamentos laboratoriais.

Existe no mercado uma série de modelos de monitores de frequência cardíaca que variam em número de funções e precisão de captura. Utilizamos um modelo que permitiu a transferência dos dados para o computador e a captura opcional de cada batimento (R-R) ou de uma amostra média a cada cinco ou 15 segundos. Optamos pela captura a cada cinco segundos, ao contrário da frequência cardíaca instantânea (R-R), pelos seguintes motivos: uso demasiado da memória do aparelho e possibilidade de interrupção da captura durante o exame, excesso de interferência em alguns casos e por último, a observação de maior



utilização desse tipo de captura em protocolos semelhantes, publicados na literatura, favorecendo as comparações entre estudos.

Dois principais resultados foram percebidos em relação à frequência cardíaca. Primeiramente, todos os participantes apresentaram taquicardia frente ao exercício. Segundo, a frequência cardíaca de repouso e exercício não diferenciou entre os grupos. Tanto numa como noutra situação, não obtivemos o mesmo comportamento observado com o consumo de oxigênio, como discutiremos mais adiante.

Durante o exercício, em cada grupo, foi observado significativo aumento do número de batimentos cardíacos. Estudos anteriores mostram valores mais baixos de frequência cardíaca para o grupo de tetraplégicos, tanto em exercícios máximos,<sup>50</sup> quanto em submáximos.<sup>105</sup> Isso pode ser atribuído à reduzida estimulação simpática<sup>50</sup> (tanto neuronal<sup>146</sup> quanto da circulação de catecolaminas),<sup>106;147</sup> a uma diminuída taxa metabólica e/ou menor massa muscular esquelética ativa.<sup>50</sup> Assim, indivíduos tetraplégicos ou paraplégicos com lesão alta, que apresentam disfunção autonômica e conseqüente limitação da resposta cronotrópica cardíaca, poderão apresentar alterações mais modestas com o exercício. No nosso estudo, a alteração frente ao exercício, também para esses grupos, foi significativa, o que pode ter ocorrido em função da diminuição do tônus vagal<sup>90;102</sup> e por outros mecanismos que não podemos elucidar, como, por exemplo, a existência da integridade de algumas fibras simpáticas ou, simplesmente, pelo fato de que esses fatores, associados ou isoladamente, não interferem numa magnitude clinicamente relevante. Isso nos mostra que o uso da frequência cardíaca nos pacientes com lesão acima de T6 não deve ser definitivamente abandonada, enquanto parâmetro de avaliação do gasto energético. No entanto, maiores especulações são indispensáveis quanto aos ajustes necessários para a viabilização do seu uso. Assim, podemos lembrar, a título de exemplo, que a frequência cardíaca de indivíduos sob imersão deve ser ajustada com nove batimentos a menos em relação ao ambiente seco,<sup>148</sup> na estimativa da

frequência cardíaca máxima. Do mesmo modo, existem ajustes da frequência cardíaca propostos especificamente para indivíduos com lesão medular em função do  $VO_2$ .<sup>106b</sup>

A análise da frequência cardíaca permite algumas interpretações fisiológicas. Diante do exercício, uma baixa frequência cardíaca pode sugerir uma disfunção simpática, como relatada acima, ou por outro lado, uma elevada aptidão física,<sup>58</sup> isoladas ou em associação. Observa-se, neste estudo, a ocorrência dessas duas situações. Tetraplégicos e paraplégicos com lesão alta encaixam-se na primeira observação. Acreditamos que o grupo de paraplégicos com lesão baixa pode ter apresentado pequena alteração da frequência cardíaca em função da necessidade metabólica, uma vez que manter a propulsão da cadeira em velocidade confortável por cerca de cinco minutos configurou uma atividade física proporcionalmente mais leve. Em outros termos, para o grupo de paraplégicos com lesão baixa, o esforço demandado não exigiu ajuste hemodinâmico, manifesto aqui por taquicardia diferenciada. Assim, o similar comportamento da frequência cardíaca nos diferentes grupos, porém por motivos diversos, pode explicar a semelhança dos resultados em relação a esse parâmetro.

Em protocolo semelhante ao nosso, Mukerjee et al.<sup>22:51</sup> encontraram frequência cardíaca média do exercício de 127 ( $\pm 8$ ) bpm e 127 ( $\pm 9$ ) bpm, ao estudar sujeitos com paraplegia (abaixo de T10) e poliomielite, com cadeira de rodas movida por alavanca e convencional, respectivamente. Apesar de aparente superioridade desses valores em relação ao nosso, para o grupo equivalente, as médias não diferiram estatisticamente.<sup>c</sup> Noutro estudo, em cadeira do tipo triciclo, a frequência cardíaca foi de 98 ( $\pm 13$ ), inferior, portanto, à do nosso estudo.<sup>c</sup>

---

b

Tetraplégico,  $FC = 0,046 * VO_2 + 63,6$

Paraplégico com lesão alta,  $FC = 0,06 * VO_2 + 57,7$

Paraplégico com lesão baixa,  $FC = 0,044 * VO_2 + 76,7$

Indivíduos sem lesão neurológica,  $FC = 0,036 * VO_2 + 83,68$

<sup>c</sup> As médias foram comparadas através do programa Eptable do software EpInfo, versão 6,04 d 2001.

## Os índices

Vale ressaltar que a frequência cardíaca *per se*, assim como o valor isolado do consumo de oxigênio, discutidos anteriormente, não demonstraram a eficiência do uso da energia. Para isso é necessário considerar os batimentos cardíacos em função do trabalho realizado, no nosso caso, a velocidade de deslocamento. Assim, a literatura tem considerado os batimentos cardíacos como a base de cálculo de índices que estimam o custo energético. Foram considerados aqui, três deles, com numeradores diferenciados: 1) a alteração da frequência cardíaca com o exercício (ICF); 2) o total de batimentos cardíacos (IBCT); e 3) a frequência cardíaca média de exercício (ICCP).

Nossos resultados, no geral, apresentaram de baixa a modesta correlação entre a atividade cardíaca e o consumo de oxigênio, a depender do índice considerado. Cabe ressaltar algumas peculiaridades do estudo da correlação de variáveis num grupo de indivíduos. A primeira refere-se à heterogeneidade dos participantes desse grupo que, quanto maior, melhor a possibilidade de se encontrar boa correlação, em função da diversidade de resultados. Outra é a observação de uma possível colinearidade entre as variáveis, como ocorreu no nosso caso, quando os denominadores dos índices coincidiram ou tinham relação com o denominador do padrão-ouro.

Dentre os índices, o ICF apresentou a mais baixa correlação com o consumo de oxigênio. Considerando o exposto anteriormente, a semelhante alteração da frequência cardíaca nos grupos de tetraplégicos e paraplégicos com lesão baixa, pode ter contribuído para esse resultado. Nesse caso, a modificação da frequência cardíaca não correspondeu, proporcionalmente, aos valores de consumo de oxigênio entre os diferentes indivíduos. Isso implica dizer que os indivíduos que apresentaram a maior alteração da frequência cardíaca não necessariamente apresentaram o maior consumo de oxigênio.

Quando considerados os grupos isoladamente, a mais baixa correlação entre ICF e o custo de O<sub>2</sub> foi observada no grupo de paraplégicos com lesão alta. Além de não significativa, o intervalo de confiança incluiu o zero. Esses achados invalidam a utilização do índice para a estimativa do gasto de energia durante a propulsão da cadeira de rodas, pelo menos para o grupo especificado. Também nesse grupo, observou-se a ocorrência de dois casos em que a frequência cardíaca não apresentou estado de equilíbrio durante o exercício (Figura 7). Ressalvas, como essa, foram observadas em estudos anteriores, durante a marcha em indivíduos com paralisia cerebral<sup>69</sup> e lesão medular,<sup>83</sup> evidenciando a possibilidade dessas ocorrências também durante a propulsão da cadeira de rodas.

Considerado uma medida simples, o ICF tem sido amplamente utilizado para a estimativa do custo energético nas várias condições clínicas durante a atividade física, seja durante a marcha,<sup>18;73;74;81;83;107-110</sup> ou no deslocamento com a cadeira de rodas.<sup>19;22;25;51;54;112;114;149-151</sup> Nesses últimos, observam-se condições experimentais diferentes das utilizadas por nós, o que dificulta as comparações. O tipo de cadeira,<sup>19;114;149</sup> a forma de propulsão,<sup>19;22;25;151</sup> os indivíduos estudados<sup>114</sup> são algumas dessas diferenças. Num deles,<sup>19</sup> a propulsão da cadeira com três rodas por manivela, em velocidade média semelhante a dos nossos participantes, proporcionou um ICF médio inferior, muito provavelmente em função da forma de propulsão, já sabidamente menos desgastante que a convencional.<sup>26;150</sup> Noutro estudo,<sup>51</sup> um ICF médio notavelmente superior foi obtido em cadeira de rodas convencional, porém com *design* diverso e peso superior ao nosso. Num terceiro,<sup>112</sup> a propulsão da cadeira convencional, com rodas de tecnologia mais avançada, apresentou um valor de ICF médio semelhante, apesar de velocidade confortável 30% superior. Por último, a progressão da cadeira de rodas adaptada para a propulsão por membros inferiores, em pacientes com hemiplegia, mostrou um ICF de 0,28 ( $\pm 0,23$ ).<sup>114</sup>

Observa-se, no entanto, o que nos causa surpresa, ausência de estudos que se preocuparam em validar esse índice para indivíduos com lesão medular na atividade aqui avaliada.

Apesar do uso do ICF ser encorajado,<sup>19</sup> diante da inconsistência de informações, nossos resultados interrogam a adequação do uso desse índice para a avaliação do gasto energético, pelo menos durante a propulsão da cadeira de rodas em pacientes com lesão medular.

Comparando o ICF e ICCP, observa-se que a distinção entre ambos está nos numeradores: o primeiro analisa a diferença entre a frequência cardíaca de exercício e de repouso, enquanto o segundo considera a média obtida durante todo exercício. O gasto energético é altamente variável de uma pessoa para outra. A vantagem da obtenção da variação da frequência cardíaca com o exercício é a possibilidade de corrigir as variações individuais. Entretanto, a maioria dos estudos utiliza o ICF para comparação de resultados do mesmo sujeito, em situações diferentes, onde não há a necessidade real para essa correção, o que também é defendido por outros autores.<sup>54;72</sup> Além disso, há relato de que a frequência cardíaca média de exercício é mais reprodutível do que o ICF.<sup>72</sup>

Quanto ao IBCT, observa-se uma correlação com o padrão-ouro muito próxima daquela notada com o ICCP. A semelhança nos faz concluir que a utilização desses índices pode obedecer a um critério de conveniência. A vantagem do ICCP é sua maior aplicabilidade, já que é calculado com a média da frequência cardíaca, facilmente obtida através do monitor cardíaco. Para a obtenção do total de batimentos cardíacos, necessário para o cálculo do IBCT, existem duas opções: a utilização de modelo de monitor cardíaco que informa esse parâmetro, normalmente de custo mais elevado, ou o cálculo a partir da frequência cardíaca média de exercício multiplicada pelo tempo de esforço, que implica na necessidade adicional de cálculo prévio.

Pelo exposto, consideremos doravante, o ICCP como o melhor resultado apresentado em termos de validade e aplicabilidade. É possível que em muitas situações da prática clínica, o profissional não tenha à mão um monitor de frequência cardíaca. Nesses casos, a aferição desse parâmetro no pulso radial, logo ao término do exercício, poderia ser uma alternativa, partindo do pressuposto de que a mesma refletiria a frequência no estado estável, durante o exercício. Assim, comparamos a frequência cardíaca média com a obtida no final do exercício e verificamos, ainda, a correlação do ICCP calculado com este último parâmetro e o padrão-ouro. Encontramos uma diferença entre as duas formas de obtenção da frequência cardíaca ( $P < 0,05$ ) e uma correlação moderada, porém menor que a calculada com o ICCP baseado na frequência cardíaca média ( $r = 0,53$ ). Isso nos faz concluir que a obtenção da frequência cardíaca média de exercício é fator importante na utilização do ICCP, pelo menos para a avaliação do gasto energético durante a propulsão da cadeira de rodas.

Finalmente, o valor apresentado pelo ICCP pode ter duas interpretações na prática clínica em termos relativos e absolutos. No primeiro caso, a avaliação do gasto energético do paciente ao propulsionar a cadeira de rodas em situações distintas, como por exemplo, antes e após o treinamento ou na mudança de uma adaptação em sua cadeira de rodas. Outra forma de utilização do ICCP, porém, com cautelas, é a de avaliação da condição física do indivíduo diante de seu desempenho para deslocar-se em cadeira de rodas. Em outros termos, verificar se o paciente apresenta um valor dentro do esperado para seu nível de lesão. Assim, a partir do desvio-padrão da média para cada grupo, calculamos o limite superior do intervalo de confiança (95%), para tetraplégicos, paraplégicos com lesão alta, baixa e todos os indivíduos (respectivamente 3,6; 2,5; 2,0 e 2,6 bat/m). Indivíduos com valores acima desses limites deverão ser reavaliados com atenção.

De qualquer forma, vale destacar que não há relatos do uso do IBCT e do ICCP no contexto aqui analisado.

O presente estudo, além de se preocupar com a validade de critério, ao comparar os índices com o padrão-ouro, procurou através da validade do constructo investigar se os índices estão coerentes com o conhecimento acumulado. O constructo de aptidão pode ser definido como a capacidade física para sustentar um exercício aeróbico e inclui a habilidade de grandes grupos musculares e do sistema cardiovascular e respiratório para atender as demandas da atividade física.<sup>58</sup> Concordantes com a evidência de que tetraplégicos apresentam capacidade física inferior a dos paraplégicos,<sup>130</sup> nossos resultados foram significativamente correlacionados ao nível da lesão. Observamos comprovação de que, quanto mais alto o nível da lesão, maior o custo de energia para tocar a cadeira de rodas.

Outro ponto que merece destaque é a velocidade de deslocamento na cadeira de rodas. Um dos fatores que dificulta o estudo da propulsão é a heterogeneidade da habilidade individual ou da capacidade metabólica para o exercício.<sup>56</sup> Essa diferença individual foi contemplada em nosso estudo pela velocidade de deslocamento. Assim como a distância percorrida em cinco minutos, essa velocidade apresentou alta correlação com o nosso padrão-ouro. Nosso estudo considerou a velocidade confortável de deslocamento, também conhecida como velocidade livremente escolhida, que tem sido avaliada em alguns estudos, tanto na marcha,<sup>60;69;71;72;74;83;85;117-119</sup> como no deslocamento em cadeira de rodas.<sup>25;34;51;53;54;118;120-125</sup> Apesar de apresentar a desvantagem de não obtermos uma padronização da velocidade, optamos pela avaliação da forma que os pacientes se deslocam em seu dia-a-dia e não a imposta por esteiras ou cicloergômetro, refletindo, portanto, a funcionalidade.

A escolha da propulsão em cadeira de rodas em velocidade confortável considera ainda uma atividade submáxima do ponto de vista energético, o que viabiliza a análise das variáveis em estado estável entre a oferta e demanda de energia e possibilita os cálculos dos índices sob escrutínio. Nosso estudo corrobora a existência de uma relação linear entre a velocidade da propulsão e o custo de oxigênio, observada na literatura.<sup>18</sup> A média da

velocidade de nossos sujeitos foi similar a encontrada em estudos anteriores.<sup>53;150</sup> Na análise *post hoc* pudemos destacar a importância da determinação da velocidade confortável de deslocamento, como informação para a avaliação do desempenho de seu usuário e do seu condicionamento físico.

### **Limitações do estudo**

Não existe investigação científica perfeita. Assim, devemos assinalar algumas limitações do nosso estudo.

Uma delas é a ausência de informação quanto ao tempo de uso da cadeira de rodas pelos pacientes pesquisados, previamente ao exame. Estudos mostram uma possível influência desse aspecto no desempenho do deslocamento em cadeira de rodas.<sup>41</sup> De Groot et al.<sup>41</sup> lembram que a eficiência mecânica da propulsão, que depende da habilidade do usuário, é menor nos recém lesionados. Durante o processo de reabilitação, os pacientes são estimulados a ser independentes para a mobilidade cotidiana. A melhora da eficiência mecânica é esperada com o tempo de uso da cadeira, em função da melhora na técnica de propulsão, da força e da aptidão cardiovascular. Em decorrência do período de convalescença individual, o tempo de uso da cadeira de rodas não equivale necessariamente ao tempo de lesão. No entanto, consideramos que este último, proporcionalmente, pode ser acatado como uma variável representante do primeiro. Adicionalmente, não observamos diferenças entre os grupos nesse sentido.

Outra possível limitação do presente estudo refere-se à classificação da lesão medular por nós adotada. Apesar da cautela para inclusão de apenas indivíduos com lesão motora completa, ou ASIA A ou B, questiona-se a possibilidade da permanência de fibras nervosas íntegras do sistema autônomo nesta última classificação. Esse aspecto influenciaria a frequência cardíaca, nosso objeto de estudo. No entanto, apenas dois pacientes com tetraplegia apresentaram a classificação ASIA B para o seu nível de lesão. Apesar disso



existência dessa preocupação, não observamos comportamento discrepante desses mesmos indivíduos.

O exame foi realizado em percursos diferentes, devido à necessidade de mudança do local após o início da fase de coleta de dados e também vislumbrando uma maior validade externa do nosso protocolo. Participaram das primeiras coletas, em percurso de 70 metros, dois pacientes com tetraplegia, um com paraplegia alta e quatro com paraplegia baixa. Sabedores, no entanto, de que o formato do percurso pode alterar resultados em função do número de manobras,<sup>152</sup> preocupamo-nos em comparar os resultados desses participantes em relação aos demais. Observamos que, de fato, a distância, a velocidade e o consumo de oxigênio foram superiores nas primeiras coletas, muito provavelmente pelo maior número de paraplégicos com lesão baixa. No entanto, os valores de frequência cardíaca, dos índices e do custo de oxigênio não diferiram entre os que realizaram o exame em percurso de 70 e 30 metros.

Outra possível crítica sobre o estudo aponta para a variabilidade dos indivíduos estudados e a provável interferência sobre os resultados, a citar: tempo de lesão (0,3 a 14 anos), peso corporal (49 a 111 kg), idade (17 a 47 anos) e IMC (14 a 31 kg/m<sup>2</sup>). Esse espectro de variação foi intencional e teve como objetivo principal a validade externa do estudo, ou seja, a sua aplicabilidade. Por esses mesmos motivos, outras potenciais variáveis de interesse, no contexto aqui investigado, não foram sistematicamente levantadas entre os participantes como fumo, álcool, drogas ilícitas, tempo de uso da cadeira de rodas, perfis intermediários de atividade física, entre outros.

De qualquer forma, os grupos estudados foram homogêneos com relação às características antropométricas e de idade, o que os tornaram comparáveis entre si e próximos da realidade clínica.<sup>83;142</sup> A amostra variada, tanto no tempo, nível e extensão da lesão,

permite a generalização dos resultados para a maioria da população com lesão medular usuária de cadeira de rodas e reforça a validade externa dos nossos achados.

Apesar dessas limitações, acreditamos que os resultados são consistentes e reforçam a importância do estudo do custo energético durante a propulsão da cadeira de rodas.

Não poderíamos deixar de ressaltar a importância da aplicabilidade do método. A prática clínica clama por meios simples e de menor custo para a avaliação dos pacientes nos centros de reabilitação. A importância da avaliação da condição física do indivíduo com lesão medular tem sido ressaltada na literatura, notadamente na avaliação do risco de doenças cardiovasculares,<sup>123</sup> associadas à reduzida capacidade física dessa população.<sup>130</sup> Parâmetros clínicos, como os estudados aqui poderão ser úteis no acompanhamento e avaliação também desses aspectos. O monitor cardíaco pode ser considerado um equipamento acessível e de fácil manuseio. Ademais, tocar a cadeira por cinco minutos em velocidade confortável mostrou ser um teste prático, rápido e capaz de avaliar o gasto energético em atividade submáxima, além de poder ser administrado em pessoas de vários níveis de aptidão física com lesões acima de C6.

Os estudos de validade medem o grau com que uma interpretação pode ser inferida de uma medida.<sup>129</sup> Constatamos aqui a validade de índices para a avaliação do custo de energia durante a propulsão da cadeira de rodas. Mas um instrumento de medida, além de preciso, deve ser reprodutível, sensível a mudanças e minimamente desconfortável ao paciente e avaliador. É a população, na qual a medida é usada, que determina essas propriedades. Portanto, a única forma de assegurá-las é avaliá-las na população de interesse. Resta agora, a investigação das demais propriedades, obviamente na mesma população e circunstâncias, aqui consideradas.

A percepção *post hoc* da boa correlação da velocidade de deslocamento com o padrão-ouro e com o nível da lesão mostrou a necessidade de melhor explorar esse parâmetro na

estimativa do gasto energético. Um dos aspectos a ser considerado nesse sentido é, entre outros, a determinação do percentual energético que a velocidade confortável de deslocamento representa diante de um esforço máximo. Investigações adicionais nesse sentido fazem-se necessárias.

Por último, os resultados aqui obtidos trazem novas evidências e perspectivas já discutidas para o aprofundamento da questão sobre o gasto energético em pacientes com lesão medular traumática. Esperamos que a presente investigação possa despertar o interesse de especialistas para o tema, dada a sua relevância e utilidade clínica.

## CONCLUSÕES

Após a apreciação dos nossos resultados, conclui-se que:

No geral, verificamos que o índice de custo fisiológico (ICF) foi o único que apresentou uma correlação fraca com o padrão-ouro. Diante dessa observação, sua utilização deverá ser revista para contexto aqui analisado.

Quanto aos demais objetivos, especificamente:

1. O índice de batimentos cardíacos totais (IBCT) e o índice de custo cardíaco de propulsão (ICCP) são válidos para avaliar o gasto energético nos pacientes com lesão medular durante a propulsão da cadeira de rodas quando confrontados com o padrão-ouro;
2. Além de se correlacionar com o custo de oxigênio, esses índices guardaram uma associação com o nível de lesão, mostrando que, do ponto de vista biológico, eles são capazes de acompanhar as variações do consumo de oxigênio em função do grau de deficiência;
3. Na perspectiva clínica, consideramos que o ICCP reúne as melhores condições de utilização cotidiana na avaliação dos pacientes com lesão medular: além de apresentar os melhores resultados quanto à correlação com o padrão-ouro e o nível da lesão, é de fácil cálculo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH. Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. *J Med Eng Technol* 1989; 13(1-2):136-141.
- (2) Guttmann L. *Spinal Cord Injuries: Comprehensive Management and Research*. Blackwell Scientific; 1973.
- (3) Janssen TW, Dallmeijer AJ, Veeger DJ, Van der Woude LH. Normative values and determinants of physical capacity in individuals with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2002; 39(1):29-39.
- (4) Sipski ML, Richards JS. Spinal cord injury rehabilitation: state of the science. *Am J Phys Med Rehabil* 2006; 85(4):310-342.
- (5) McDonald JW, Sadowsky C. Spinal-cord injury. *Lancet* 2002; 359(9304):417-425.
- (6) Hughes JT. The Edwin Smith Surgical Papyrus: an analysis of the first case reports of spinal cord injuries. *Paraplegia* 1988; 26(2):71-82.
- (7) Cole TM, Kewman D, Boninger ML. Development of medical rehabilitation research in 20th-century America. *Am J Phys Med Rehabil* 2005; 84(12):940-954.
- (8) Noreau L, Shephard RJ. Spinal cord injury, exercise and quality of life. *Sports Med* 1995; 20(4):226-250.
- (9) Dallmeijer AJ, Hopman MT, van As HH, Van der Woude LH. Physical capacity and physical strain in persons with tetraplegia; the role of sport activity. *Spinal Cord* 1996; 34(12):729-735.
- (10) Cooper RA, Quatrano LA, Axelson PW, Harlan W, Stineman M, Franklin B et al. Research on physical activity and health among people with disabilities: a consensus statement. *J Rehabil Res Dev* 1999; 36(2):142-154.
- (11) Jacobs PL, Nash MS. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. *Sports Med* 2004; 34(11):727-751.
- (12) Duran FS, Lugo L, Ramirez L, Eusse E. Effects of an exercise program on the rehabilitation of patients with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(10):1349-1354.
- (13) Haisma JA, Bussmann JB, Stam HJ, Sluis TA, Bergen MP, Dallmeijer AJ et al. Changes in physical capacity during and after inpatient rehabilitation in subjects with a spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87(6):741-748.
- (14) Dallmeijer AJ, Van der Woude LH, Hollander AP, van As HH. Physical performance during rehabilitation in persons with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31(9):1330-1335.

- (15) Wyndaele M, Wyndaele JJ. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord* 2006; .
- (16) da Paz AC, Beraldo PS, Almeida MC, Neves EG, Alves CM, Khan P. Traumatic injury to the spinal cord. Prevalence in Brazilian hospitals. *Paraplegia* 1992; 30(9):636-640.
- (17) Fundação Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Censo Demográfico. Rio de Janeiro, Brasil: Censo demográfico. In press 1991.
- (18) Fisher SV, Gullickson G, Jr. Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review. *Arch Phys Med Rehabil* 1978; 59(3):124-133.
- (19) Mukherjee G, Samanta A. Evaluation of ambulatory performance of the arm propelled three-wheeled chair using heart rate as a control index. *Disabil Rehabil* 2000; 22(10):464-470.
- (20) Van der Woude LH, Dallmeijer AJ, Janssen TW, Veeger D. Alternative modes of manual wheelchair ambulation: an overview. *Am J Phys Med Rehabil* 2001; 80(10):765-777.
- (21) Manual wheelchair propulsion: white paper. 1999.
- (22) Mukherjee G, Samanta A. Energy cost and locomotor performance of the low-cost arm-lever-propelled three-wheeled chair. *Int J Rehabil Res* 2001; 24(3):245-249.
- (23) Van der Woude LH, Botden E, Vriend I, Veeger D. Mechanical advantage in wheelchair lever propulsion: effect on physical strain and efficiency. *J Rehabil Res Dev* 1997; 34(3):286-294.
- (24) Van der Woude LH, Veeger HE, de BY, Rozendal RH. Physiological evaluation of a newly designed lever mechanism for wheelchairs. *J Med Eng Technol* 1993; 17(6):232-240.
- (25) Mukherjee G, Samanta A. Arm-crank propelled three-wheeled chair: physiological evaluation of the propulsion using one arm and both arm patterns. *Int J Rehabil Res* 2004; 27(4):321-324.
- (26) Dallmeijer AJ, Zentgraaff ID, Zijp NI, Van der Woude LH. Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord* 2004; 42(2):91-98.
- (27) Cooper RA, Fitzgerald SG, Boninger ML, Prins K, Rentschler AJ, Arva J et al. Evaluation of a pushrim-activated, power-assisted wheelchair. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(5):702-708.
- (28) Cooper RA, Cooper R. Trends and issues in wheeled mobility technologies. *Human Engineering Research Laboratories* [ 2006 [cited 2006 Apr. 24]; Available from: URL:[www.ap.buffalo.edu/idea/Space%20Workshop/Papers/WEB%20-%20Trends\\_I..](http://www.ap.buffalo.edu/idea/Space%20Workshop/Papers/WEB%20-%20Trends_I..)

- (29) Parziale JR. Standard v lightweight wheelchair propulsion in spinal cord injured patients. *Am J Phys Med Rehabil* 1991; 70(2):76-80.
- (30) Van der Woude LH, Veeger HE, Dallmeijer AJ, Janssen TW, Rozendaal LA. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys* 2001; 23(10):713-733.
- (31) Van der Woude LH, Hendrich KM, Veeger HE, van Ingen Schenau GJ, Rozendal RH, de GG et al. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med Sci Sports Exerc* 1988; 20(1):70-78.
- (32) Van der Woude LH, Veeger DJ, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 1989; 26(4):31-50.
- (33) van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(6):1214-1220.
- (34) Kulig K, Newsam CJ, Mulroy SJ, Rao S, Gronley JK, Bontrager EL et al. The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol , Avon )* 2001; 16(9):744-751.
- (35) Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait Posture* 1999; 10(3):223-232.
- (36) van DS, De GS, Veeger HE, Angenot EL, Dallmeijer AJ, Post MW et al. Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. *Spinal Cord* 2006; 44(3):152-159.
- (37) Boninger ML, Koontz AM, Sisto SA, Dyson-Hudson TA, Chang M, Price R et al. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42(3 Suppl 1):9-19.
- (38) Van der Woude LH, Formanoy M, De GS. Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? *Med Eng Phys* 2003; 25(9):765-774.
- (39) Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(2):187-193.
- (40) Smith PA, Glaser RM, Petrofsky JS, Underwood PD, Smith GB, Richard JJ. Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: metabolic and cardiopulmonary responses. *Arch Phys Med Rehabil* 1983; 64(6):249-254.
- (41) De GS, Dallmeijer AJ, Kilkens OJ, van Asbeck FW, Nene AV, Angenot EL et al. Course of gross mechanical efficiency in handrim wheelchair propulsion during rehabilitation of people with spinal cord injury: a prospective cohort study. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(7):1452-1460.

- (42) Fox E, Mathews D. Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos. 3a ed. Rio de Janeiro: 1986.
- (43) Buchholz AC, Pencharz PB. Energy expenditure in chronic spinal cord injury. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2004; 7(6):635-639.
- (44) Dreisinger TE, Londeree BR. Wheelchair exercise: a review. *Paraplegia* 1982; 20(1):20-34.
- (45) Cerny K. Energetics of walking and wheelchair propulsion in paraplegic patients. *Orthop Clin North Am* 1978; 9(2):370-372.
- (46) Collins E, Langbein WE, Williams K, Bammert C, Nemchausky B. Energy expenditure compendium of physical activities in persons with SCI. *Journal of Spinal Cord Medicine* 2003; 26(3):294.
- (47) Glaser RM, Sawka MN, Laubach LL, Suryaprasad AG. Metabolic and cardiopulmonary responses to wheelchair and bicycle ergometry. *J Appl Physiol* 1979; 46(6):1066-1070.
- (48) Toner MM, Sawka MN, Levine L, Pandolf KB. Cardiorespiratory responses to exercise distributed between the upper and lower body. *J Appl Physiol* 1983; 54(5):1403-1407.
- (49) Phillips WT, Kiratli BJ, Sarkarati M, Weraarchakul G, Myers J, Franklin BA et al. Effect of spinal cord injury on the heart and cardiovascular fitness. *Curr Probl Cardiol* 1998; 23(11):641-716.
- (50) Van Loan MD, McCluer S, Loftin JM, Boileau RA. Comparison of physiological responses to maximal arm exercise among able-bodied, paraplegics and quadriplegics. *Paraplegia* 1987; 25(5):397-405.
- (51) Mukherjee G, Bhowik P, Samanta A. Energy cost of manual wheelchair propulsion at different speeds. *Int J Rehabil Res* 2002; 25(1):71-75.
- (52) Glaser RM, Sawka MN, Wilde SW, Woodrow BK, Suryaprasad AG. Energy cost and cardiopulmonary responses for wheelchair locomotion and walking on tile and on carpet. *Paraplegia* 1981; 19(4):220-226.
- (53) Newsam CJ, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J. Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion. Effects of level of spinal cord injury, terrain, and propulsion rate. *Am J Phys Med Rehabil* 1996; 75(4):292-299.
- (54) Sawatzky BJ, Miller WC, Denison I. Measuring energy expenditure using heart rate to assess the effects of wheelchair tyre pressure. *Clin Rehabil* 2005; 19(2):182-187.
- (55) Hiilloskorpi H, Fogelholm M, Laukkanen R, Pasanen M, Oja P, Mänttari A et al. Factor affecting the relation between heart rate and energy expenditure during exercise. *Int J Sports Med* 1999; 20:438-443.
- (56) McArdle WD, Katch FI, Katch VL, Taranto G. Fisiologia do exercicio: energia, nutricao e desenvolvimento humano. 4a ed. Guanabara-Koogan; 1998.



- (57) WDIC - Dicionário Eletrônico Michaelis [ Copyright © DTS Software LTDA 1996; 1996.
- (58) Stewart MW, Melton-Rogers SL, Morrison S, Figoni SF. The measurement properties of fitness measures and health status for persons with spinal cord injuries. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(4):394-400.
- (59) McLaughlin JE, King GA, Howley ET, Bassett DR, Jr., Ainsworth BE. Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *Int J Sports Med* 2001; 22(4):280-284.
- (60) Norman JF, Bossman S, Gardner P, Moen C. Comparison of the energy expenditure index and oxygen consumption index during self-paced walking in children with spastic diplegia cerebral palsy and children without physical disabilities. *Pediatric Physical Therapy* 2004; 16:206-211.
- (61) Hausswirth C, Bigard AX, Le Chevalier JM. The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *Int J Sports Med* 1997; 18(6):449-453.
- (62) Mc Naughton LR, Sherman R, Roberts S, Bentley DJ. Portable gas analyser Cosmed K4b2 compared to a laboratory based mass spectrometer system. *J Sports Med Phys Fitness* 2005; 45(3):315-323.
- (63) Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport* 2004; 7(1):11-22.
- (64) Bowen TR, Lennon N, Castagno P, Miller F, Richards J. Variability of energy-consumption measures in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1998; 18(6):738-742.
- (65) Duffy CM, Hill AE, Cosgrove AP, Corry IS, Graham HK. Energy consumption in children with spina bifida and cerebral palsy: a comparative study. *Dev Med Child Neurol* 1996; 38(3):238-243.
- (66) Maiolo C, Melchiorri G, Iacopino L, Masala S, De LA. Physical activity energy expenditure measured using a portable telemetric device in comparison with a mass spectrometer. *Br J Sports Med* 2003; 37(5):445-447.
- (67) Crandall CG, Taylor SL, Raven PB. Evaluation of the Cosmed K2 portable telemetric oxygen uptake analyzer. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26(1):108-111.
- (68) Lucia A, Fleck SJ, Gotshall RW, Kearney JT. Validity and reliability of the Cosmed K2 instrument. *Int J Sports Med* 1993; 14(7):380-386.
- (69) Boyd R, Fatone S, Rodda J, Olesch C, Starr R, Cullis E et al. High- or low-technology measurements of energy expenditure in clinical gait analysis? *Dev Med Child Neurol* 1999; 41(10):676-682.
- (70) Jacobs PL, Klose KJ, Guest R, Needham-Shropshire B, Broton JG, Green BA. Relationships of oxygen uptake, heart rate, and ratings of perceived exertion in

persons with paraplegia during functional neuromuscular stimulation assisted ambulation. *Spinal Cord* 1997; 35(5):292-298.

- (71) Graham RC, Smith NM, White CM. The reliability and validity of the physiological cost index in healthy subjects while walking on 2 different tracks. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(10):2041-2046.
- (72) Ijzerman MJ, Nene AV. Feasibility of the physiological cost index as an outcome measure for the assessment of energy expenditure during walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(12):1777-1782.
- (73) Corry IS, Duffy CM, Cosgrave AP, Graham HK. Measurement of oxygen consumption in disabled children by the Cosmed K2 portable telemetry system. *Dev Med Child Neurol* 1996; 38(7):585-593.
- (74) Ijzerman MJ, Baardman G, 't Hof MA, Boom HB, Hermens HJ, Veltink PH. Validity and reproducibility of crutch force and heart rate measurements to assess energy expenditure of paraplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(9):1017-1023.
- (75) Bassett DR, Jr., Ainsworth BE, Swartz AM, Strath SJ, O'Brien WL, King GA. Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9 Suppl):S471-S480.
- (76) Eisenmann JC, Strath SJ, Shadrick D, Rigsby P, Hirsch N, Jacobson L. Validity of uniaxial accelerometry during activities of daily living in children. *Eur J Appl Physiol* 2004; 91(2-3):259-263.
- (77) Strath SJ, Brage S, Ekelund U. Integration of physiological and accelerometer data to improve physical activity assessment. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(11 Suppl):S563-S571.
- (78) Strath SJ, Bassett DR, Jr., Thompson DL, Swartz AM. Validity of the simultaneous heart rate-motion sensor technique for measuring energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(5):888-894.
- (79) Strath SJ, Bassett DR, Jr., Swartz AM, Thompson DL. Simultaneous heart rate-motion sensor technique to estimate energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33(12):2118-2123.
- (80) Bracco MM, Ferreira MBR, Morcillo AM, Colugnati F, Jenovesi J. Gasto energético entre crianças de escolas públicas obesas e não obesas. *Rev Bras Ciên e Mov* 2002; 10:29-35.
- (81) Rose J, Gamble JG, Medeiros J, Burgos A, Haskell WL. Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen uptake. *J Pediatr Orthop* 1989; 9(3):276-279.
- (82) Bar-On ZH, Nene AV. Relationship between heart rate and oxygen uptake in thoracic level paraplegics. *Paraplegia* 1990; 28(2):87-95.

- (83) Hood VL, Granat MH, Maxwell DJ, Hasler JP. A new method of using heart rate to represent energy expenditure: the Total Heart Beat Index. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(9):1266-1273.
- (84) MacGregor J. The evaluation of patient performance using long-term ambulatory monitoring technique in the domiciliary environment. *Physiotherapy* 1981; 67(2):30-33.
- (85) Bernardi M, Macaluso A, Sproviero E, Castellano V, Coratella D, Felici F et al. Cost of walking and locomotor impairment. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9(2):149-157.
- (86) Morhman DE, Heller LJ. *Cardiovascular Physiology*. Sixth ed. Duluth - Minnesota: 2006.
- (87) Sapru H. Spinal Cord: Anatomy, physiology and pathophysiology. In: Kirshblum S, Campagnolo D, Delisa J, editors. *Spinal Cord Medicine*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. 5-26.
- (88) Guyton A. *Fisiologia Humana*. 6a ed. Rio de Janeiro: 1988.
- (89) Ganong WF. *Review of Medical Physiology*. 22 ed. San Francisco: 2005.
- (90) Robinson BF, Epstein SE, Beiser GD, Braunwald E. Control of heart rate by the autonomic nervous system. Studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. *Circ Res* 1966; 19(2):400-411.
- (91) Fletcher GF, Flipse TR, Oken KR. Exercise and the cardiovascular system. In: Fuster V, Alexander RW, O'Rourke RA, Roberts R, King III SB, Nash IS et al., editors. *Hurst's THE HEART*. Eleventh Edition ed. New York - United States of America: The McGraw-Hill Companies; 2007.
- (92) Goosey-Tolfrey VL, Tolfrey K. The oxygen uptake-heart rate relationship in trained female wheelchair athletes. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41(3B):415-420.
- (93) Tolfrey K, Goosey-Tolfrey VL, Campbell IG. Oxygen uptake-heart rate relationship in elite wheelchair racers. *Eur J Appl Physiol* 2001; 86(2):174-178.
- (94) Machado A. *Neuroanatomia Funcional*. 2a ed. São Paulo: 1993.
- (95) McLean KP, Jones PP, Skinner JS. Heart Rate/VO<sub>2</sub> relationship in exercising quadriplegics. *J Am Col Sport Med* 1992; 24(Supplement n.5, may 27).
- (96) Valent LJ, Dallmeijer AJ, Houdijk H, Slootman J, Janssen TW, Hollander AP et al. The individual relationship between heart rate and oxygen uptake in people with a tetraplegia during exercise. *Spinal Cord* 2006; .
- (97) Hooker SP, Greenwood JD, Hatae DT, Husson RP, Matthiesen TL, Waters AR. Oxygen uptake and heart rate relationship in persons with spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25(10):1115-1119.

- (98) Teasell RW, Arnold JM, Krassioukov A, Delaney GA. Cardiovascular consequences of loss of supraspinal control of the sympathetic nervous system after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(4):506-516.
- (99) Coutts KD, Rhodes EC, McKenzie DC. Maximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. *J Appl Physiol* 1983; 55(2):479-482.
- (100) Eriksson P, Lofstrom L, Ekblom B. Aerobic power during maximal exercise in untrained and well-trained persons with quadriplegia and paraplegia. *Scand J Rehabil Med* 1988; 20(4):141-147.
- (101) Glaser RM. Arm exercise training for wheelchair users. *Med Sci Sports Exerc* 1989; 21(5 Suppl):S149-S157.
- (102) McLean KP, Jones PP, Skinner JS. Exercise prescription for sitting and supine exercise in subjects with quadriplegia. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27(1):15-21.
- (103) Irizawa M, Yamasaki M, Muraki S, Komura T, Seki K, Kikuchi K. Relationship between heart rate and oxygen uptake during submaximal arm cranking in paraplegics and quadriplegics. *Ann Physiol Anthropol* 1994; 13(5):275-280.
- (104) Hayes AM, Myers JN, Ho M, Lee MY, Perkash I, Kiratli BJ. Heart rate as a predictor of energy expenditure in people with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42(5):617-624.
- (105) Coutts KD, Rhodes EC, McKenzie DC. Submaximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. *J Appl Physiol* 1985; 59(1):237-241.
- (106) Schmid A, Huonker M, Barturen JM, Stahl F, Schmidt-Trucksass A, Konig D et al. Catecholamines, heart rate, and oxygen uptake during exercise in persons with spinal cord injury. *J Appl Physiol* 1998; 85(2):635-641.
- (107) Nene AV, Patrick JH. Energy cost of paraplegic locomotion using the ParaWalker--electrical stimulation "hybrid" orthosis. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71(2):116-120.
- (108) Rose J, Gamble JG, Lee J, Lee R, Haskell WL. The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *J Pediatr Orthop* 1991; 11(5):571-578.
- (109) Rose J, Gamble JG, Burgos A, Medeiros J, Haskell WL. Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1990; 32(4):333-340.
- (110) Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Ojima I, Oyabu H et al. The efficacy of physiological cost index (PCI) measurement of a subject walking with an Intelligent Prosthesis. *Prosthet Orthot Int* 1999; 23(1):45-49.
- (111) Guyatt GH, Kirshner B, Jaeschke R. Measuring health status: what are the necessary measurement properties? *J Clin Epidemiol* 1992; 45(12):1341-1345.
- (112) Hughes B, Sawatzky BJ, Hol AT. A comparison of spinerger versus standard steel-spoke wheelchair wheels. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(3):596-601.

- (113) Davis GM, Kofsky PR, Kelsey JC, Shephard RJ. Cardiorespiratory fitness and muscular strength of wheelchair users. *Can Med Assoc J* 1981; 125(12):1317-1323.
- (114) Makino K, Wada F, Hachisuka K, Yoshimoto N, Ohmine S. Speed and physiological cost index of hemiplegic patients pedalling a wheelchair with both legs. *J Rehabil Med* 2005; 37(2):83-86.
- (115) Kanade RV, van Deursen RW, Harding K, Price P. Walking performance in people with diabetic neuropathy: benefits and threats. *Diabetologia* 2006; 49(8):1747-1754.
- (116) Kim MO, Burns AS, Ditunno JF, Jr., Marino RJ. The assessment of walking capacity using the walking index for spinal cord injury: self-selected versus maximal levels. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88(6):762-767.
- (117) Bailey MJ, Ratcliffe CM. Reliability of physiological cost index measurements in walking normal subjects using steady-state, non-steady-state and post-exercise heart rate recording. *Physiotherapy* 1995; 81(10):618-623.
- (118) Waters RL, Lunsford BR. Energy cost of paraplegic locomotion. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67(8):1245-1250.
- (119) Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture* 1999; 9(3):207-231.
- (120) Ambrosio F, Boninger ML, Souza AL, Fitzgerald SG, Koontz AM, Cooper RA. Biomechanics and strength of manual wheelchair users. *J Spinal Cord Med* 2005; 28(5):407-414.
- (121) Beekman CE, Miller-Porter L, Schoneberger M. Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries. *Phys Ther* 1999; 79(2):146-158.
- (122) Wolfe GA, Waters R, Hislop HJ. Influence of floor surface on the energy cost of wheelchair propulsion. *Phys Ther* 1977; 57(9):1022-1027.
- (123) Hol AT, Eng JJ, Miller WC, Sproule S, Krassioukov AV. Reliability and validity of the six-minute arm test for the evaluation of cardiovascular fitness in people with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88(4):489-495.
- (124) Postma K, van den Berg-Emons HJ, Bussmann JB, Sluis TA, Bergen MP, Stam HJ. Validity of the detection of wheelchair propulsion as measured with an Activity Monitor in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2005; 43(9):550-557.
- (125) Cerny D, Waters R, Hislop H, Perry J. Walking and wheelchair energetics in persons with paraplegia. *Phys Ther* 1980; 60(9):1133-1139.
- (126) Mossberg KA, Linton KA, Friske K. Ankle-foot orthoses: effect on energy expenditure of gait in spastic diplegic children. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71(7):490-494.
- (127) Pereira MG. *Epidemiologia - Teoria e Prática*. Rio de Janeiro: 1995.

- (128) Queijo AF. Tradução para o português e validação de um instrumento de carga de trabalho de enfermagem em unidade de terapia intensiva: Nursing Activities Score (N.A.S) [ Escola de Enfermagem da Universidade de São Paulo; 2002.
- (129) Task Force on Standards for Measurement in Physical Therapy. Standards for tests and measurements in physical therapy practice. *Phys Ther* 1991; 71(8):589-622.
- (130) Haisma JA, Van der Woude LH, Stam HJ, Bergen MP, Sluis TA, Bussmann JB. Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury: a critical review of the literature. *Spinal Cord* 2006; .
- (131) Maynard FM, Jr., Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF, Jr., Donovan WH, Ducker TB et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord* 1997; 35(5):266-274.
- (132) Kingsley M, Lewis MJ, Marson RE. Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. *Int J Sports Med* 2005; 26(1):39-44.
- (133) Bewick V, Cheek L, Ball J. Statistics review 7: Correlation and regression. *Crit Care* 2003; 7(6):451-459.
- (134) Rigby AS. Statistical methods in epidemiology. VI. Correlation and regression: the same or different? *Disabil Rehabil* 2000; 22(18):813-819.
- (135) Bland J.M., Altman DG. Calculating correlation coefficients with repeated observations: Part 2 - correlation between subjects. *British Medical Journal* 1995; 310:633.
- (136) Kramer JF, MacPhail A. Relationships Among measures of Walking Efficiency, Gross Motor Ability, and Isokinetic Strength In Adolescents With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy* 1994; 6:3-8.
- (137) Uitenbroek DG. *Simple Interactive Statistical Analysis (SISA), Correlations*. SISA [ 2007 [cited 2007 May 14]; Available from: URL:<http://home.clara.net/sisa/correl.htm>
- (138) Vinet A, Bernard PL, Poulain M, Varray A, Le GD, Micallef JP. Validation of an incremental field test for the direct assessment of peak oxygen uptake in wheelchair-dependent athletes. *Spinal Cord* 1996; 34(5):288-293.
- (139) Piccinini L, Cimolin V, Galli M, Berti M, Crivellini M, Turconi AC. Quantification of energy expenditure during gait in children affected by cerebral palsy. *Eura Medicophys* 2007; 43(1):7-12.
- (140) Wu YJ, Chen SY, Lin MC, Lan C, Lai JS, Lien IN. Energy expenditure of wheeling and walking during prosthetic rehabilitation in a woman with bilateral transfemoral amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(2):265-269.
- (141) de C, Cliquet A. Energy expenditure during rest and treadmill gait training in quadriplegic subjects. *Spinal Cord* 2005.

- (142) Carvalho DC, de Cassia ZM, Sereni JM, Cliquet A. Metabolic and cardiorespiratory responses of tetraplegic subjects during treadmill walking using neuromuscular electrical stimulation and partial body weight support. *Spinal Cord* 2005; 43(7):400-405.
- (143) Coutts KD, McKenzie DC. Ventilatory thresholds during wheelchair exercise in individuals with spinal cord injuries. *Paraplegia* 1995; 33(7):419-422.
- (144) Buchholz AC, McGillivray CF, Pencharz PB. Physical activity levels are low in free-living adults with chronic paraplegia. *Obes Res* 2003; 11(4):563-570.
- (145) McCrory MA, Mole PA, Nommsen-Rivers LA, Dewey KG. Between-day and within-day variability in the relation between heart rate and oxygen consumption: effect on the estimation of energy expenditure by heart-rate monitoring. *Am J Clin Nutr* 1997; 66(1):18-25.
- (146) Buntin DC, Warner AL, Brunnemann SR, Segal JL. Heart rate variability is altered following spinal cord injury. *Clin Auton Res* 1998; 8(6):329-334.
- (147) Schmid A, Huonker M, Stahl F, Barturen JM, Konig D, Heim M et al. Free plasma catecholamines in spinal cord injured persons with different injury levels at rest and during exercise. *J Auton Nerv Syst* 1998; 68(1-2):96-100.
- (148) Svedenhag J, Seger J. Running on land and in water: comparative exercise physiology. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24(10):1155-1160.
- (149) Stein RB, Chong SL, James KB, Bell GJ. Improved efficiency with a wheelchair propelled by the legs using voluntary activity or electric stimulation. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(9):1198-1203.
- (150) Mukherjee G, Samanta A. Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(4):391-399.
- (151) Mukherjee G, Bhowmik P, Samanta A. Physical fitness training for wheelchair ambulation by the arm crank propulsion technique. *Clin Rehabil* 2001; 15(2):125-132.
- (152) Reid M, Lawrie AT, Hunter J, Warren PM. The effect of steering on the physiological energy cost of wheelchair propulsion. *Scand J Rehabil Med* 1990; 22(3):139-143.

## ANEXOS

### Abreviaturas e siglas utilizadas no ANEXO

**AF** – Perfil de atividade física

**ASIA** – classificação da lesão conforme *American Spinal Injury Association*

**AT** – Ativo

**BCT** – Total de batimentos cardíacos

**BCTe** – Total de batimentos cardíacos estimado

**CMCE** – Síndrome de cone medular/cauda equina

**Custo 1 O<sub>2</sub>** - Custo de oxigênio médio do exercício

**Custo 2 O<sub>2</sub>** – Custo de oxigênio dos dois últimos minutos de exercício

**Delta Oxigênio** - Delta do consumo de oxigênio

**Delta%FC** - Delta percentual da frequência cardíaca

**Delta%O<sub>2</sub>** – Delta percentual do consumo de oxigênio

**DeltaFC** - Delta do consumo da frequência cardíaca

**Dist** - Distância

**Env** - Envergadura

**FCbasal** - Frequência cardíaca nos dois últimos minutos de repouso

**FCex** - Frequência cardíaca nos dois últimos minutos de exercício

**Grupo** – 1=tetraplégicos, 2=paraplégicos com lesão entre T1 e T6, 3=paraplégicos com lesão abaixo de T6

**IBCT** – Índice de Batimentos Cardíacos Totais

**ICCP** – Índice de Custo Cardíaco de Propulsão

**ICF** – Índice de Custo Fisiológico

**ICO** – Índice de consumo de oxigênio

**IMC** – Índice de Massa Corporal

**Média FCex** - Frequência cardíaca média durante todo o exercício

**Média VO<sub>2</sub>ex** – Consumo de oxigênio médio durante todo o exercício

**MET** – Unidade metabólica

**Nível** – Nível exato de lesão

**NívelN** – Número equivalente ao nível de lesão

**Pcte** – Paciente

**SED** – Sedentário

**TL** – Tempo de lesão

**Vel** – Velocidade

**VO<sub>2</sub>acum** – Consumo de oxigênio acumulado

**VO<sub>2</sub>basal** – Consumo de oxigênio nos dois últimos minutos de repouso

**VO<sub>2</sub>ex** – Consumo de oxigênio nos dois últimos minutos de exercício



**Anexo 1 – Dados brutos individuais referentes à caracterização da amostra.**

Pcte	Grupo	Idade	TL	Nível	NívelN	ASIA	AF	Env	Altura	Peso	IMC
1	1	31,5	6,8	C6	6	A	SED	0,83	1,66	62,40	22,64
2	1	24,9	4,3	C6	6	A	SED	0,89	1,77	54,90	17,52
3	1	27,6	1,5	C6	6	A	SED	0,95	1,89	70,40	19,71
4	1	22,6	3,9	C6	6	B	SED	0,92	1,84	65,20	19,26
5	1	23,4	0,9	C7	7	A	SED	0,90	1,80	86,50	26,70
6	1	25,2	7,2	C7	7	A	SED	0,86	1,72	73,30	24,78
7	1	24,9	3,1	C7/C6	6	A	SED	0,88	1,76	75,20	24,28
8	1	23,9	3,4	C6	6	A	SED	0,93	1,85	49,10	14,35
9	1	26,0	0,5	C8	8	A	SED	0,82	1,64	57,40	21,34
10	1	21,5	1,4	C8/C7	7	A	SED	0,91	1,81	55,60	16,97
11	1	24,3	0,6	C8/T1	8	A	SED	0,95	1,89	57,90	16,21
12	1	28,5	5,6	C8	8	A	SED	0,85	1,70	57,30	19,83
13	1	28,6	1,3	C7	7	A	AT	0,88	1,76	58,40	18,85
14	1	45,3	1,6	C7	7	A	SED	0,89	1,78	71,60	22,50
15	1	31,9	0,9	C7/C6	6	B	SED	0,90	1,79	78,80	24,59
16	2	46,8	8,8	T4	12	A	SED	0,87	1,74	56,00	18,50
17	2	35,3	3,3	T3	11	A	SED	0,90	1,79	89,80	28,03
18	2	34,3	0,4	T4	12	A	SED	0,81	1,61	53,90	20,79
19	2	19,9	1,3	T6	14	A	AT	0,88	1,76	65,40	21,11
20	2	30,4	0,6	T5	13	A	SED	0,95	1,89	70,80	19,82
21	2	31,5	2,6	T5	13	A	SED	0,85	1,70	59,30	20,52
22	2	20,6	1,6	T5/T4	12	A	SED	1,05	2,10	111,10	25,19
23	2	20,4	2,3	T1/T3	9	A	SED	0,93	1,86	57,50	16,62
24	2	24,5	0,4	T4	12	A	SED	0,86	1,72	71,30	24,10
25	2	44,2	0,7	T3	11	A	SED	0,82	1,64	70,70	26,29
26	2	18,7	1,1	T1	9	A	SED	0,87	1,74	58,10	19,19
27	2	35,8	0,4	T3	11	A	SED	0,84	1,68	69,20	24,52
28	2	23,9	2,5	T3	11	A	SED	0,93	1,85	86,80	25,36
29	2	21,9	0,5	T3	11	A	SED	0,91	1,81	60,20	18,38
30	2	27,8	2,2	T4	12	A	SED	0,88	1,76	73,90	23,86
31	2	33,9	0,5	T4	12	A	SED	0,86	1,72	72,70	24,57
32	2	27,3	2,6	T6/T7	14	A	SED	0,90	1,80	63,00	19,44
33	3	25,5	0,8	T10	18	A	SED	0,87	1,73	54,50	18,21
34	3	23,4	0,7	T11	19	A	SED	0,87	1,74	65,10	21,50
35	3	38,7	1,4	T11	19	A	SED	0,90	1,79	88,60	27,53
36	3	42,3	0,4	T11	19	CMCE	SED	0,90	1,80	75,00	23,15
37	3	34,0	0,6	T11/T12	19	A	SED	0,91	1,81	64,00	19,54
38	3	37,6	1,3	T7	15	A	SED	0,88	1,76	65,50	21,15
39	3	21,1	0,4	T8	16	A	SED	0,94	1,88	80,00	22,63
40	3	18,0	1,4	T11/T10	18	A	SED	0,87	1,74	81,40	26,89
41	3	32,8	14,4	T7	15	A	SED	0,95	1,89	65,60	18,36
42	3	33,4	2,1	L3/T12	20	CMCE	SED	0,96	1,91	83,80	22,97
43	3	16,7	1,0	L1/T12	20	CMCE	SED	0,89	1,77	49,80	15,90
44	3	28,0	4,7	T8	16	A	SED	0,94	1,88	75,20	21,28
45	3	36,6	0,9	T11/T10	18	A	SED	0,90	1,80	99,40	30,68
46	3	46,0	1,6	T10	18	CMCE	SED	0,90	1,80	71,30	22,01
47	3	19,9	0,8	T10	18	CMCE	SED	0,92	1,83	57,50	17,17
48	3	34,2	9,6	T11	19	A	AT	0,95	1,89	61,00	17,08

**Anexo 2 – Dados brutos referentes ao consumo de oxigênio.**

Pcte	VO <sub>2</sub> basal	VO <sub>2</sub> ex	Média VO <sub>2</sub> ex	VO <sub>2</sub> acum	Delta% O <sub>2</sub>	Delta O <sub>2</sub>	ICO	MET	Custo 2 O <sub>2</sub>	Custo 1 O <sub>2</sub>
1	2,04	4,17	3,61	17,44	104,57	2,13	0,13	2,05	0,26	0,22
2	3,15	4,99	4,77	25,60	58,48	1,84	0,05	1,58	0,13	0,12
3	3,18	5,53	5,36	28,57	73,90	2,35	0,05	1,74	0,13	0,12
4	2,45	5,72	4,94	26,97	133,36	3,27	0,07	2,33	0,12	0,10
5	2,33	8,65	7,54	47,88	271,24	6,32	0,14	3,71	0,20	0,17
6	2,47	8,07	6,65	35,25	227,03	5,60	0,10	3,27	0,15	0,12
7	2,05	5,48	5,11	27,42	167,07	3,43	0,08	2,67	0,13	0,12
8	4,03	8,29	7,46	40,88	105,50	4,26	0,15	2,06	0,29	0,26
9	3,34	10,27	8,94	47,65	207,49	6,93	0,11	3,07	0,16	0,14
10	3,79	8,18	7,06	39,75	115,80	4,39	0,11	2,16	0,20	0,17
11	3,10	10,06	8,71	45,55	224,52	6,96	0,13	3,25	0,18	0,16
12	3,83	9,14	7,80	40,17	138,86	5,31	0,10	2,39	0,16	0,14
13	3,39	5,25	5,42	27,53	55,08	1,87	0,05	1,55	0,15	0,15
14	2,22	4,55	4,14	24,01	104,95	2,33	0,09	2,05	0,17	0,15
15	2,54	5,13	4,76	24,59	101,89	2,59	0,06	2,02	0,11	0,11
16	3,05	9,46	8,80	48,66	210,20	6,41	0,10	3,10	0,15	0,14
17	2,25	6,31	5,68	27,43	180,32	4,06	0,08	2,80	0,12	0,11
18	3,08	7,78	7,35	34,91	152,11	4,69	0,09	2,52	0,14	0,13
19	3,94	12,05	10,35	55,17	205,79	8,11	0,10	3,06	0,15	0,13
20	3,05	9,52	8,10	47,39	211,79	6,47	0,10	3,12	0,15	0,13
21	2,80	6,37	4,85	26,43	127,91	3,58	0,06	2,28	0,10	0,08
22	3,28	5,68	5,68	29,25	73,15	2,40	0,05	1,73	0,13	0,13
23	3,25	6,61	6,10	31,72	103,45	3,36	0,06	2,03	0,12	0,11
24	3,55	7,52	6,51	34,63	111,66	3,97	0,09	2,12	0,17	0,15
25	3,28	6,28	5,50	29,54	91,58	3,00	0,08	1,92	0,16	0,14
26	3,32	6,11	5,63	30,57	84,15	2,79	0,05	1,84	0,12	0,11
27	3,58	6,23	5,71	31,41	74,17	2,65	0,07	1,74	0,16	0,15
28	3,40	8,39	7,71	40,86	146,69	4,99	0,09	2,47	0,16	0,14
29	4,88	9,39	8,51	45,10	92,32	4,51	0,08	1,92	0,16	0,14
30	3,34	9,76	8,94	45,42	192,51	6,42	0,10	2,93	0,16	0,15
31	3,13	9,21	8,57	44,42	194,50	6,08	0,11	2,94	0,17	0,16
32	4,18	12,38	10,52	56,45	195,89	8,20	0,08	2,96	0,12	0,10
33	2,89	8,69	7,25	34,55	200,69	5,80	0,09	3,01	0,13	0,11
34	3,43	11,92	10,17	54,71	247,32	8,49	0,13	3,47	0,18	0,16
35	3,64	7,21	7,22	38,38	98,10	3,57	0,07	1,98	0,13	0,13
36	3,05	6,94	6,39	37,06	127,46	3,89	0,05	2,27	0,10	0,09
37	3,14	6,87	6,16	31,29	118,56	3,73	0,06	2,19	0,11	0,10
38	3,47	7,06	6,77	37,00	103,20	3,58	0,06	2,03	0,11	0,11
39	3,31	9,86	8,42	43,36	197,59	6,55	0,08	2,98	0,12	0,10
40	3,40	6,03	5,63	27,87	77,34	2,63	0,05	1,77	0,11	0,11
41	3,07	6,29	5,98	33,07	104,69	3,22	0,07	2,05	0,13	0,13
42	3,65	8,39	8,33	41,82	129,69	4,74	0,07	2,30	0,12	0,11
43	5,28	8,95	8,68	47,31	69,39	3,67	0,06	1,69	0,16	0,15
44	3,06	6,22	5,96	32,60	103,57	3,17	0,06	2,04	0,11	0,10
45	3,08	12,03	10,04	52,71	290,30	8,95	0,12	3,90	0,16	0,14
46	3,11	8,07	7,34	40,00	159,54	4,96	0,10	2,60	0,17	0,15
47	4,21	8,38	7,72	40,38	98,98	4,17	0,06	1,99	0,13	0,12
48	3,87	11,43	10,71	56,98	195,53	7,56	0,09	2,96	0,13	0,12

Anexo 3 – Dados brutos referentes aos batimentos cardíacos, índices, tempo, distância e velocidade

Pcte	FC basal	FC ex	Média FCex	Delta% FC	Delta FC	BCTP	BCTe	PCI 2	THBIP	ICCP	Tempo	Dist	Vel
1	79	125	115	36,80	46	575	555,5	2,85	7,37	7,74	4,83	78	16,1
2	72	95	93	24,21	23	503	499,0	0,59	2,42	2,45	5,37	208	38,8
3	84	99	97	15,15	15	536	517,0	0,34	2,29	2,26	5,33	234	43,9
4	63	88	82	28,41	25	457	447,7	0,53	1,76	1,85	5,46	260	47,6
5	83	130	127	36,15	47	820	806,5	1,07	2,93	2,95	6,35	280	44,1
6	76	97	94	21,65	21	509	498,2	0,39	1,78	1,80	5,30	286	54,0
7	64	89	88	28,09	25	491	472,2	0,57	2,10	2,04	5,37	234	43,6
8	78	117	115	33,33	39	651	630,2	1,37	4,17	4,11	5,48	156	28,5
9	77	124	118	37,90	47	629	628,9	0,72	1,80	1,89	5,33	350	65,7
10	112	123	113	8,94	11	649	636,2	0,26	2,77	2,96	5,63	234	41,6
11	107	147	139	27,21	40	741	727,0	0,73	2,59	2,69	5,23	286	54,7
12	81	111	106	27,03	30	565	545,9	0,54	1,98	2,00	5,15	286	55,5
13	65	81	81	19,75	16	418	411,5	0,45	2,30	2,26	5,08	182	35,8
14	63	83	81	24,10	20	486	469,8	0,74	3,12	3,09	5,80	156	26,9
15	90	107	106	15,89	17	560	547,6	0,38	2,39	2,36	5,17	234	45,3
16	69	110	105	37,27	41	595	580,7	0,67	1,76	1,80	5,53	338	61,1
17	78	124	110	37,10	46	545	531,3	0,85	2,10	2,30	4,83	260	53,8
18	65	95	94	31,58	30	454	446,5	0,55	1,75	1,74	4,75	260	54,7
19	89	124	116	28,23	35	622	618,3	0,45	1,50	1,59	5,33	416	78,0
20	103	144	136	28,47	41	793	795,6	0,66	2,18	2,31	5,85	364	62,2
21	81	114	108	28,95	33	612	588,6	0,53	1,81	1,84	5,45	338	62,0
22	68	91	91	25,27	23	485	468,7	0,51	2,07	2,00	5,15	234	45,4
23	78	100	98	22,00	22	514	509,6	0,40	1,80	1,82	5,20	286	55,0
24	91	103	108	11,65	12	594	574,6	0,27	2,54	2,34	5,32	234	44,0
25	117	139	137	15,83	22	764	735,7	0,57	3,67	3,59	5,37	208	38,7
26	66	118	109	44,07	52	608	591,9	0,99	2,13	2,24	5,43	286	52,7
27	61	93	83	34,41	32	463	456,5	0,85	2,23	2,46	5,50	208	37,8
28	104	146	142	28,77	42	769	752,6	0,78	2,69	2,71	5,30	286	54,0
29	93	124	130	25,00	31	661	689,0	0,53	2,12	2,11	5,30	312	58,9
30	100	153	147	34,64	53	771	746,8	0,86	2,47	2,49	5,08	312	61,4
31	74	168	154	55,95	94	821	798,2	1,70	2,87	3,04	5,18	286	55,2
32	97	136	128	28,68	39	692	686,8	0,37	1,24	1,30	5,37	560	104,4
33	83	102	100	18,63	19	491	476,6	0,29	1,57	1,56	4,77	312	65,5
34	95	144	143	34,03	49	781	769,3	0,75	2,23	2,21	5,38	350	65,1
35	94	109	110	13,76	15	605	584,8	0,28	2,12	2,03	5,32	286	53,8
36	67	74	74	9,46	7	432	429,2	0,10	1,03	1,02	5,80	420	72,4
37	95	114	113	16,67	19	597	574,0	0,31	1,91	1,86	5,08	312	61,4
38	76	102	100	25,49	26	548	546,6	0,41	1,57	1,59	5,47	350	64,0
39	106	157	146	32,48	51	785	751,9	0,63	1,87	1,93	5,15	420	81,6
40	91	109	108	16,51	18	549	534,6	0,34	2,11	2,08	4,95	260	52,5
41	64	96	92	33,33	32	521	508,8	0,68	2,00	2,04	5,53	260	47,0
42	83	101	102	17,82	18	544	512,0	0,25	1,49	1,39	5,02	364	72,5
43	98	114	110	14,04	16	614	599,5	0,28	1,97	1,99	5,45	312	57,2
44	90	105	105	14,29	15	577	574,4	0,26	1,85	1,84	5,47	312	57,0
45	84	127	118	33,86	43	639	619,5	0,58	1,64	1,71	5,25	390	74,3
46	86	108	104	20,37	22	589	566,8	0,46	2,27	2,26	5,45	260	47,7
47	109	126	124	13,49	17	661	648,5	0,26	1,96	1,95	5,23	338	64,6
48	92	113	113	18,58	21	606	601,2	0,24	1,29	1,28	5,32	468	88,0

**Anexo**

**Consentimento Livre e Esclarecido**

Em conformidade com a Resolução 196/1996 do Conselho Nacional de Saúde/MS, eu, \_\_\_\_\_, concordo com a minha participação como voluntário do projeto de pesquisa sob responsabilidade da Professora de Educação Física Alessandra Célia Bonfim Coutinho e do Dr. Paulo Sérgio Siebra Beraldo, no Hospital Sarah/Brasília, da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação.

Conforme esclarecimento prestado pelos pesquisadores, o citado projeto consiste no estudo do gasto energético do paciente com lesão medular a partir da medida direta do consumo de oxigênio e frequência cardíaca. Para tanto o paciente será submetido à sessão única de medidas realizadas durante o repouso e propulsão da cadeira de rodas, em velocidade confortável, utilizando uma máscara para determinação de gases e transmissor/receptor portátil para monitoramento dos batimentos cardíacos.

Fui informado(a) de que esses procedimentos são absolutamente inócuos, sem quaisquer riscos para a minha saúde. Fui também informado(a) de que os resultados desta pesquisa não trarão nenhum benefício direto ao meu tratamento e que disponho de total liberdade para retirar-me do estudo a qualquer momento, sem penalizações ou prejuízo ao meu tratamento.

Ao permitir a minha participação na presente pesquisa, não me move senão o interesse de colaborar voluntariamente para o progresso do conhecimento científico. Da mesma forma, estou plenamente consciente de que não serei credor de nenhum benefício adicional por parte dos pesquisadores envolvidos e desta Instituição.

Brasília, DF, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2005.

\_\_\_\_\_  
Paciente ou acompanhante

\_\_\_\_\_  
Testemunha

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)