



Universidade de Brasília

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**PREDIÇÃO DA INDEPENDÊNCIA FUNCIONAL BASEADA
NA FORÇA RELATIVA EM HOMENS ADULTOS COM LESÃO
MEDULAR TRAUMÁTICA**

Frederico Ribeiro Neto

**BRASÍLIA
2017**



Universidade de Brasília

**PREDIÇÃO DA INDEPENDÊNCIA FUNCIONAL BASEADA NA FORÇA
RELATIVA EM HOMENS ADULTOS COM LESÃO MEDULAR
TRAUMÁTICA**

Frederico Ribeiro Neto

Tese apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física.

ORIENTADOR: RODRIGO LUIZ CARREGARO

PREDIÇÃO DA INDEPENDÊNCIA FUNCIONAL BASEADA NA FORÇA RELATIVA EM HOMENS ADULTOS COM LESÃO MEDULAR TRAUMÁTICA

Membros da banca examinadora para defesa de tese de Doutorado de Frederico Ribeiro Neto, apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, em 25 de maio de 2017.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro
(Presidente)
Universidade de Brasília (UnB)

Prof. Dr. Martim Francisco Bottaro Marques
(Membro titular interno)
Universidade de Brasília (UnB)

Prof. Dr. Josevan Cerqueira Leal
(Membro titular externo)
Universidade de Brasília (UnB)

Prof. Dr. Ricardo Antônio Tanhoffer
(Membro titular externo à UnB)
Universidade Federal do Paraná (UFPR)

Prof. Dr. Emerson Fachin Martins
(Membro suplente)
Universidade de Brasília (UnB)

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos pilares que sempre me apoiaram:

Minha família, meus pais Fred e Graça e meus irmãos Laura e Davi:

“Na educação de nossos filhos
Todo exagero é negativo.
Responda-lhe, não o instrua.
Proteja-o, não o cubra.
Ajude-o, não o substitua.
Abrigue-o, não o esconda.
Ame-o, não o idolatre.
Acompanhe-o, não o leve.
Mostre-lhe o perigo, não o atemorize.
Inclua-o, não o isole.
Alimente suas esperanças, não as descarte.
Não exija que seja o melhor, peça-lhe para ser bom e dê exemplo.
Não o mime em demasia, rodeie-o de amor.
Não o mande estudar, prepare-lhe um clima de estudo.
Não fabrique um castelo para ele, vivam todos com naturalidade.
Não lhe ensine a ser, seja você como quer que ele seja.
Não lhe dedique a vida, vivam todos.
Lembre-se de que seu filho não o escuta, ele o olha.
E, finalmente, quando a gaiola do canário se quebrar, não compre outra...
Ensina-lhe a viver sem portas.”

Eugênia Puebla

Minha esposa, Cecilia:

“A primeira vez que te olhei
O meu coração disparou
Então de repente notei
Que alguma coisa mudou
Deu uma vontade de me declarar

Posso até dizer
Que eu nunca senti
Amor à primeira vista
Força dessa conquista
Fez a gente se revelar
Se isso for verdadeiro
Me entrego de corpo inteiro
Tenho tanto amor pra dar.”

Flavio Cardoso / Picolé / Flavio Venutes

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por ter me dado uma família que me educou e me ensinou princípios fundamentais de vida, amigos que passam diariamente em meu caminho e me influenciaram em todas as fases de minha vida, minha esposa que incansavelmente me apoia em todos os momentos que passamos juntos. Agradeço pelas oportunidades que me foram dadas e por ter me dado persistência e discernimento para que pudesse aproveitá-las da melhor forma possível. Agradeço por ter me dado a chance de trabalhar e estudar com o que amo, em um país onde esse privilégio não é para todos. E, aproveito para pedir, que tenha força e sabedoria para conseguir traduzir tudo que me foi dado em prol de uma sociedade melhor e mais justa.

À minha família conquistada pós-casamento, Juscelino Azevedo, Maria Lúcia Fontes e Leandro Fontes, por me receberam como filho e irmão e me darem suporte, apoio e carinho. Muito obrigado!

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rodrigo Carregaro, por ter confiado, à mim, sua primeira orientação de Doutorado, mesmo sabendo da limitação horária imposta pelo meu trabalho. Obrigado por ver potencial no tema proposto, ajustando-o da melhor forma para responder tudo o que queríamos. Obrigado por acreditar que era possível adiantar a defesa da tese e por todo aprendizado proporcionado.

Ao meu amigo-irmão Rodrigo Rodrigues, por compartilhar comigo todas as angústias científicas e por ter vivido cada passo de todo esse processo. Obrigado por dividir as minhas “válvulas de escape desportivas” e entender que 15 minutos de corrida na hora do almoço, com intensidade de matar, resolvem muitos dos nossos problemas.

Ao Thiago Rampazzo e Fernanda Casaro, em meio ao turbilhão de tarefas diárias, por se disponibilizarem a realizar os testes de espasticidade.

Ao Paulo Miranda e Carlos Gonçalves, por toda ajuda na análise de sinais e cálculos de regressão no MatLab. Obrigado por todo o tempo dispendido comigo.

Ao Tio Régis, que me ajudou na melhor forma de organização dos meus dados, em todos horários possíveis, fazendo planilhas mais que elaboradas no Excel.

A todos os Professores de Educação Física da Rede Sarah, pela constante ajuda, incentivos e pela confiança de que o resultado desse trabalho nos ajudará em nossa prática diária.

Aos voluntários do estudo, por toda a disponibilidade em todas as fases desse doutorado. A tese foi com eles e as conclusões são para eles.

À Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação por todo apoio e suporte para que essa tese pudesse ser elaborada.

“Education is the most powerful weapon which you can use to change the world.”

Nelson Mandela

“Only the one who does not question is safe from making a mistake.”

Albert Einstein

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| LISTA DE TABELAS | I |
| LISTA DE FIGURAS | III |
| LISTA DE SIGLAS, ABREVIACÕES E SÍMBOLOS | V |
| RESUMO | VII |
| ABSTRACT | IX |
| 1. INTRODUÇÃO | 1 |
| 2. CONTEXTUALIZAÇÃO | 4 |
| 3. JUSTIFICATIVA | 6 |
| 4. OBJETIVOS | 8 |
| 4.1 ESTUDO 1 | 8 |
| 4.2 ESTUDO 2 | 8 |
| 4.3 ESTUDO 3 | 8 |
| 4.3.1 OBJETIVO GERAL | 8 |
| 4.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 8 |
| 5. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 9 |
| 5.1 LESÃO MEDULAR | 9 |
| 5.1.1 <i>Definição</i> | 9 |
| 5.1.2 <i>Dados epidemiológicos</i> | 9 |
| 5.1.3 <i>Anatomia básica, função e classificação da lesão medular</i> | 10 |
| 5.2 CARACTERÍSTICA FUNCIONAIS NA LESÃO MEDULAR | 11 |
| 5.3 FORÇA MUSCULAR NA LESÃO MEDULAR | 13 |
| 5.4 ESCALAS DE INDEPENDÊNCIA FUNCIONAL | 14 |
| 5.4.1 <i>Medida de independência em lesão medular (SCIM)</i> | 14 |
| 5.4.2 <i>Adapted manual wheelchair circuit (AMWC)</i> | 15 |
| 6. ESTUDO 1: INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE FAMILIARIZAÇÃO NO TESTE MÁXIMO ISOCINÉTICO EM INDIVÍDUOS HOMENS COM LESÃO MEDULAR TRAUMÁTICA | 17 |
| 6.1 INTRODUÇÃO | 17 |
| 6.2 MÉTODO | 18 |
| 6.2.1 <i>Aprovação ética</i> | 18 |
| 6.2.2 <i>Participantes</i> | 18 |
| 6.2.3 <i>Procedimentos</i> | 19 |
| 6.2.4 <i>Análise estatística</i> | 22 |
| 6.3 RESULTADOS | 22 |
| 6.3.1 <i>Comparação entre protocolos</i> | 22 |
| 6.3.2 <i>Comparação entre dias de testes</i> | 22 |
| 1. 6.4 | DISCUSSÃO |
| | 29 |
| 6.4.1 <i>Limitações do estudo</i> | 30 |
| 6.5 CONCLUSÃO | 30 |
| 7. ESTUDO 2: TRADUÇÃO, ADAPTAÇÃO E VALIDAÇÃO DO “ADAPTED MANUAL WHEELCHAIR CIRCUIT” PARA O PORTUGUÊS BRASILEIRO (AMWC – BRASIL) | 32 |
| 7.1 INTRODUÇÃO | 32 |
| 7.2 MÉTODO | 33 |
| 7.2.1 <i>Tradução e adaptação transcultural</i> | 33 |
| 7.2.2 <i>Validação</i> | 34 |
| 7.3 RESULTADOS | 39 |
| 7.3.1 <i>Validação de critério</i> | 40 |

| | | |
|------------|--|------------|
| 7.3.2 | <i>Validade de constructo</i> | 40 |
| 7.4 | DISCUSSÃO | 44 |
| 7.4.1 | <i>Limitações do estudo</i> | 45 |
| 7.5 | CONCLUSÃO | 45 |
| 8. | DESDOBRAMENTOS DOS ESTUDOS 1 E 2 | 46 |
| 9. | ESTUDO 3: PREDIÇÃO DA INDEPENDÊNCIA FUNCIONAL BASEADA NA FORÇA RELATIVA EM HOMENS ADULTOS COM LESÃO MEDULAR | 47 |
| 9.1 | INTRODUÇÃO | 47 |
| 9.2 | MÉTODO | 49 |
| 9.2.1 | <i>Delineamento do estudo</i> | 49 |
| 9.2.2 | <i>Participantes</i> | 49 |
| 9.2.3 | <i>Procedimentos</i> | 51 |
| 9.2.4 | <i>Análise estatística</i> | 61 |
| 9.3 | RESULTADOS | 62 |
| 9.3.1 | <i>Características demográficas</i> | 62 |
| 9.3.2 | <i>Comparação entre grupos</i> | 62 |
| 9.3.3 | <i>Predição da independência funcional</i> | 66 |
| 9.3.4 | <i>Colinearidade das variáveis preditoras</i> | 69 |
| 9.3.5 | <i>Pontos de corte de força para independência funcional</i> | 70 |
| 9.4 | DISCUSSÃO | 72 |
| 9.4.1 | <i>Limitações do estudo</i> | 75 |
| 9.5 | CONCLUSÃO | 76 |
| 10. | CONSIDERAÇÕES FINAIS | 77 |
| 11. | REFERÊNCIAS | 78 |
| 12. | ANEXOS | 92 |
| I. | ESCALA DE MEDIDA DE INDEPENDÊNCIA EM LESÃO MEDULAR | 92 |
| II. | ESCALA DE ATIVIDADE FÍSICA DE JANSSEN | 97 |
| III. | OMNI-RES: ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO PARA EXERCÍCIO DE FORÇA | 98 |
| IV. | ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH | 99 |
| V. | PHYSICAL ACTIVITY SCALE FOR PERSONS WITH PHYSICAL DISABILITIES | 100 |
| 13. | APÊNDICES | 105 |
| I. | TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO | 105 |
| II. | TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – GRUPO CONTROLE | 106 |
| III. | ADAPTED MANUAL WHEELCHAIR CIRCUIT TRANSLATION (AMWC-BRASIL) | 107 |
| Item 1: | <i>Figura em formato de 8</i> | 107 |
| Item 2: | <i>Superar obstáculo de 1,2 cm</i> | 107 |
| Item 3: | <i>Superar obstáculo de 4,0 cm</i> | 107 |
| Item 4: | <i>Subir degrau de 10,0 cm</i> | 108 |
| Item 5: | <i>15 m em velocidade</i> | 108 |
| Item 6: | <i>4 m de grama artificial</i> | 109 |
| Item 7: | <i>Subida e descida de Rampa de 3%</i> | 109 |
| Item 8: | <i>Subida e descida de Rampa de 6%</i> | 109 |
| Item 9: | <i>Abrir e fechar porta</i> | 110 |
| Item 10: | <i>Subida com inclinação lateral de 3%</i> | 110 |
| Item 11: | <i>Empinar a cadeira de rodas por 10 segundos</i> | 110 |
| Item 12: | <i>Propulsionar empinado por 3 metros</i> | 111 |
| Item 13: | <i>Transferência</i> | 111 |
| Item 14: | <i>Teste de 3 minutos de propulsão em cadeira de rodas</i> | 112 |

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 1

Tabela 1: Dados demográficos dos grupos de familiarização. As variáveis são exibidas por mediana (percentis 25 e 75). Estatura está demonstrada pela média (desvio padrão) e a etiologia expressa em valores absolutos (frequência em cada grupo).

Tabela 2: Pico de torque (N.m) dos seis movimentos concêntricos para cada grupo de familiarização (F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização). Os valores estão apresentados em médias (desvio padrão).

Tabela 3: Método Bland Altman e coeficiente de correlação intraclassa (ICC) comparando os exercícios isocinéticos, entre os dias de teste (D1, D2 e D3), para os grupos de familiarização F1set, F2set e F3set. 95%IC: intervalo de confiança de 95%.

Tabela 4: Média (desvio padrão) das razões concêntricas de pico de torque agonista/antagonistas para os grupos de familiarização nos três dias de avaliações.

ESTUDO 2

Tabela 5: Dados demográficos dos grupos. As variáveis são exibidas por mediana (percentis 25 e 75). Altura está demonstrada pela média (desvio padrão). As características das cadeiras de rodas estão exibidas pela frequência (%) e média (desvio padrão).

Tabela 6: Mediana e percentis (percentis 25 e 75) dos resultados da escala e subescalas da SCIM e dos desfechos da AMWC-Brasil, estratificado pelos níveis de lesão medular.

Tabela 7: Correlação (validade de critério) entre o AMWC-Brasil e escala SCIM (valores expressos pelo coeficiente de correlação de Spearman – rho).

ESTUDO 3

Tabela 8: Dados demográficos dos grupos. As variáveis IMC e características das cadeiras de rodas foram apresentadas pela média (desvio padrão). As demais variáveis estão apresentadas em (percentis 25 e 75) e a etiologia está expressa em valores absolutos (frequência em cada grupo).

Tabela 9: Dados descritivos das variáveis de força muscular absoluta (N.m) e relativa (N.m/kg) no dinamômetro isocinético dos grupos paraplegia alta (PPa), baixa (PPb) e controle (GC). Os resultados de pico de torque de adução de ombro, de pico de torque relativo para abdução de ombro e somatórios de pico de torque dos exercícios de ombro estão descritos em média (desvio padrão). As outras variáveis estão exibidas em mediana (percentis 25 e 75).

Tabela 10: Dados descritivos da Eficiência Neuromuscular (N.m/ μ V) dos grupos paraplegia alta (PPa), baixa (PPb) e controle (GC) para os testes de força máxima em dinamômetro isocinético. Os resultados estão apresentados mediana (percentis 25 e 75).

Tabela 11: Dados descritivos do RMS (*root mean square*) em percentual para dos grupos paraplegia alta (PPa), baixa (PPb) e controle (GC) para os testes de força máxima em dinamômetro isocinético. O valor percentual máximo foi obtido pela maior média alcançada nos janelamentos sobrepostos de 0,2 segundos na repetição que o pico de torque foi alcançado nos testes isocinéticos e nos 6 segundos do teste isométrico. Os resultados estão apresentados mediana (percentis 25 e 75).

Tabela 12: Dados descritivos dos desfechos de independência funcional, SCIM-III e AMWC-Brasil, nos grupos paraplegia alta (PPa) e baixa (PPb). Os resultados dos desfechos da AMWC-Brasil, somatório do tempo de desempenho e 3 minutos de propulsão da cadeira de rodas, estão descritos em média (desvio padrão). As outras variáveis estão exibidas em mediana (percentis 25 e 75).

Tabela 13: Valores de R e R² da SCIM-III e dos desfechos da AMWC-Brasil, pesos (β) e valores de significância (*P*) para as variáveis preditoras determinadas pela regressão cúbica *stepwise*.

Tabela 15: Correlação de Spearman entre as variáveis com maiores valores preditores para a SCIM-III e os desfechos da AMWC-Brasil.

Tabela 16: Resultado da curva ROC (do inglês, *receiver operating characteristic*) entre os picos de torque relativos com maiores valores preditivos e a escala SCIM e os desfechos da AMWC-Brasil para o percentil 75.

LISTA DE FIGURAS

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Figura 1: Esquema gráfico exemplificando variáveis manipuláveis e não manipuláveis que influenciam a independência funcional dos indivíduos com lesão medular.

ESTUDO 1

Figura 2: Três dias dos testes de força máximo no dinamômetro isocinético. A familiarização foi realizada com classificação “2” na escala de OMNI, velocidade de 60°/s, 60 segundos entre séries e com os mesmos exercícios e ações musculares dos testes máximos.

Figura 3: Sequência dos testes de força máximos no dinamômetro isocinético para extensão/flexão de cotovelo, abdução/adução de ombros, flexão/extensão de ombro.

Figura 4: Gráfico Bland Altman comparando primeiro e terceiro dia de testes para extensão de cotovelo (A, B e C) e flexão de cotovelo (D, E e F) para F1set (A e D), F2set (B e E) e F3set (C e F).

Figura 5: Gráfico Bland Altman comparando primeiro e terceiro dia de testes para abdução de ombro (A, B e C) e adução de ombro (D, E e F) para F1set (A e D), F2set (B e E) e F3set (C e F).

Figura 6: Gráfico Bland Altman comparando primeiro e terceiro dia de testes para flexão de ombro (A, B e C) e extensão de ombro (D, E e F) para F1set (A e D), F2set (B e E) e F3set (C e F).

ESTUDO 2

Figura 7: Os catorze itens do AMWC-Brasil. (1) figura em formato de 8; (2) ultrapassar batente de 1,2 cm; (3) ultrapassar batente de 4,0 cm; (4) subir degrau de 10,0 cm; (5) 15 m em velocidade; (6) 4 m de grama artificial; (7) subida e descida de rampa de 3%; (8) subida e descida de rampa de 6%; (9) abrir e fechar porta; (10) subida inclinada de 3%; (11) empinar por 10 segundos; (12) deslocar-se empinado por 3 metros; (13) transferência; (14) teste de 3 minutos de propulsão em cadeira de rodas.

Figura 8: Validade de constructo da AMWC: análise de regressão cúbica dos desfechos da AMWC-Brasil (A e B), escala e subescalas da SCIM (C e D) com os níveis de lesão medular. Todos os modelos de regressão cúbica foram significativos ($P \leq 0,01$).

ESTUDO 3

Figura 9: Fluxo dos testes e avaliações dos participantes.

Figura 10: Fluxo dos testes de força muscular em dinamômetro isocinético (teste isocinético e isométrico) realizados pelos grupos paraplegia alta, paraplegia baixa e controle. Todos os testes de força muscular foram realizados do 2º dia de avaliações.

Figura 11: Ilustração do posicionamento adotado para a execução do teste de adução e abdução de ombro em dinamômetro isocinético. A: posição inicial do teste de abdução de ombro, no ângulo de 15° e, B: posicionamento inicial para o teste de adução de ombro, no ângulo de 90°.

Figura 12: Ilustração do posicionamento adotado para a execução do teste de flexão e extensão de tronco em dinamômetro isocinético. A: posição inicial do teste de flexão de tronco, no ângulo de quadril de 55° e, B: posição inicial do teste de extensão de tronco, no ângulo de quadril de 105°.

Figura 13: Adaptação de EVA (Etil Vinil Acetato) confeccionada para o encosto da cadeira do isocinético de forma que os eletrodos posicionados nos músculos das costas ficassem livres.

Figura 14: Ilustração do posicionamento dos eletrodos de EMG acoplados nos ventres musculares dos seguintes músculos: A) peitoral maior; B) reto abdominal; C) grande dorsal; D) eretores da espinha; E) deltoide medial.

Figura 15: Ilustração das janelas de sincronização da EMG com os testes isocinéticos de abdução (janela cinza) e adução (janela verde) de ombro e isométricos de flexão e extensão de tronco.

Figura 16: Curvas ROC e pontos de corte para a SCIM e desfechos da AMWC-Brasil. Os pontos de corte foram definidos no percentil 75 para cada escala e com área abaixo da curva com significância estatística ($P \leq 0,05$).

LISTA DE SIGLAS, ABREVIações E SÍMBOLOS

AAC: área abaixo da curva

ABD: abdução

ADU: adução

AMWC: Circuito Adaptado de Habilidade em Cadeira de Rodas, do inglês *Adapted Manual Wheelchair Circuit*

ASIA: Associação Americana de Lesão Medular, do inglês *American Spinal Injury Association*

CR: cadeira de rodas

CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde

EMG: eletromiografia

ENM: eficiência neuromuscular

ESP: especificidade

EXT: extensão

F1set: 1 série de familiarização

F2set: 2 séries de familiarização

F3set: 3 séries de familiarização

FLX: flexão

GC: grupo controle

IC: intervalo de confiança

ICC: coeficiente de correlação intraclasse

IMC: índice de massa corporal;

LM: lesão medular

MIF: Medida de Independência Funcional

NSCISC: Centro de Estatística de Dados em Lesão Medular, do inglês *National Spinal Cord Injury Center*

OMNI-RES: escala de percepção de esforço para exercício de força

OMS: Organização Mundial da Saúde

PASIPD: Escala de Atividades Física para Pessoas com Deficiências Físicas, do inglês, *Physical Activity Scale for Persons with Physical Disabilities*

PCF: ponto de corte das variáveis de força muscular

PD: pontuação de desempenho

PH: pontuação de habilidade

PPa: paraplegia alta

PPb: paraplegia baixa

PT: pico de torque

RMS: do inglês, *Root Mean Square*

ROC: do inglês, *Receiver Operating Characteristic*

SCIM: medida de independência em lesão medular, do inglês *Spinal Cord Independence Measure*

SEN: sensibilidade

TP: tetraplegia

TT: tempo total dos itens

RESUMO

A independência funcional é um dos principais objetivos de um processo de reabilitação de indivíduos com lesão medular (LM) traumática e é influenciada, em proporções diferentes, por um grande número de variáveis. Algumas destas variáveis podem ser modificadas pela atuação de profissionais da saúde, enquanto outras, como idade e nível de lesão, por exemplo, apresentam alterações em virtude do tempo ou pela evolução do trauma. Dentre as variáveis passíveis de serem desenvolvidas e treinadas por exercícios físicos, a força muscular apresenta grande importância, pois interfere positivamente na independência funcional. No entanto, três aspectos ainda precisam ser melhor elucidados para o treinamento adequado dessa variável em um processo de reabilitação. Primeiramente, os estudos que verificaram a relevância da força muscular na independência funcional realizaram correlações e comparações diretas, não sendo possível estabelecer se a força muscular influencia a independência funcional dentro de um conjunto de variáveis preditoras. Outro aspecto a ser considerado nessas análises é a utilização de grupos musculares totalmente preservados nos testes de força de pessoas com paraplegia. Embora os resultados encontrados tenham evidenciado boas associações com a independência funcional, músculos parcialmente comprometidos apresentam grande relevância para a independência funcional. A musculatura de tronco apresenta comprometimento a depender do nível de LM e é fundamental para o equilíbrio postural e estabilização do corpo, necessários à produção de força em situações cotidianas. Em testes de força realizados nos músculos totalmente preservados, o tronco é estabilizado e a transferência dos resultados para as atividades diárias pode apresentar distorções. Por fim, é imprescindível quantificar a força muscular para se estabelecer metas concretas de reabilitação a serem alcançadas nos diversos níveis de LM. Esses três aspectos estão intrinsecamente relacionados aos principais objetivos dessa tese e, para atingi-los, foram conduzidos dois estudos prévios. O primeiro consistiu na elaboração de um protocolo de familiarização para o teste de força no dinamômetro isocinético em pessoas com LM. Neste, demonstrou-se que uma sessão composta por 2 séries com 10 repetições submáximas, em uma classificação de "2" de percepção de esforço, pode ser utilizada como protocolo padrão para a familiarização em um teste de força máxima em exercícios de cotovelo e ombro. O segundo estudo teve como intuito principal adaptar e validar um circuito de habilidades em cadeira de rodas para o Português-Brasileiro. Como não existe padrão ouro para avaliação de independência funcional, normalmente utilizam-se questionários, tais como o de medida de independência em LM (SCIM-III) e os circuitos de habilidade em cadeira de rodas. Assim, foram analisadas a validade de critério e de constructo para elaborar a versão brasileira do circuito adaptado de habilidades em cadeira de rodas (AMWC-Brasil). Com a instrumentação metodológica estabelecida, o objetivo dessa tese foi verificar a capacidade preditiva da força muscular relativa e absoluta na independência funcional e nas habilidades em cadeira de rodas em homens adultos com LM traumática. Foram avaliados 54 indivíduos com LM nos testes de força de ombro (em musculatura totalmente preservada) e de tronco (em musculatura com comprometimentos de força a depender do nível de LM). Para analisar a relação da força muscular com a independência funcional, além do pico de torque absoluto e relativo, foi utilizada a eficiência

neuromuscular (ENM) que associa o recrutamento muscular (RMS, *root mean square*, em μV) com os valores de torque. Como essa variável não foi aplicada em pessoas com LM, recrutou-se um grupo controle de 27 indivíduos para comparação. As variáveis de força e outras preditoras de independência funcional foram inseridas na regressão multivariada *stepwise* para elaborar equações de regressão com três preditores, considerando os desfechos de independência funcional da SCIM-III e AMWC-Brasil. Dessa forma, foi possível detectar a influência de cada variável preditora nos desfechos de independência. Concluída essa análise, foram calculados pontos de corte com os valores de pico de torque que apresentaram maiores importância para independência funcional. Os testes de força conseguiram discriminar indivíduos com paraplegia alta, baixa e o grupo controle. Constatou-se que as forças relativas, dentre as variáveis de força, apresentaram melhor capacidade preditiva para independência funcional e habilidades em cadeira de rodas. Em seguida, foram estabelecidos pontos de corte de picos de torque relativos de forma que possam ser utilizados como referências na relação com a independência funcional e habilidade em cadeira de rodas. Os resultados ainda identificaram a importância da abdução de ombro nos desfechos estudados, sugerindo-se que o treinamento ocorra com uma compensação de musculaturas antagônicas, evitando desequilíbrios musculares e, assim, reduzindo a possibilidade de lesões nessa articulação. Por fim, a ENM apresentou baixa capacidade preditiva e não foi adequada para analisar as alterações de força e estímulo neural em diferentes níveis de LM. Sugere-se o uso da ENM em pesquisas longitudinais entre os mesmos níveis de LM ou comparando com grupos sem lesão.

Descritores: cadeira de rodas; dinamômetro de força muscular; estudos de validação; força muscular, reabilitação; independência funcional; traumatismo na medula espinhal; treinamento de resistência.

ABSTRACT

Functional independence is one of the main objectives of a rehabilitation process of individuals with spinal cord injury (SCI) and it is influenced by a large number of variables in different proportions. Some of these variables can be modified by health professionals, while others, such as age and level of injury, for example, present changes due to the time or trauma evolution. Among the variables that can be developed and trained, muscle strength is very important, as it interferes positively with functional independence. However, three aspects still need to be better elucidated for the proper training of this variable in a rehabilitation process. First, studies that verified the relevance of muscle strength in functional independence performed direct correlations and comparisons, and it is not possible to establish if the muscle strength influences functional independence within a set of predictor variables. Another aspect to be considered in these analyzes is the use of fully preserved muscles in the strength tests of people with paraplegia. Although the results with preserved muscles showed good associations with functional independence, partially compromised muscles present great relevance for functional independence. Trunk musculature might present compromised functionality depending on the level of injury and it is fundamental for the postural balance and stabilization of the body, necessary for the production of force in daily situations. The trunk is stabilized during strength tests performed on fully preserved muscles and, transferring the results to daily life activities may presents misinterpretation. Finally, it is essential to quantify muscular strength in order to establish rehabilitation goals to be achieved at the different SCI levels. These three aspects are intrinsically related to the main objectives of this thesis and to reach them, two previous studies were conducted. The first one consisted of a familiarization protocol elaboration for strength test in the isokinetic dynamometer in people with SCI. It was demonstrated that a session composed of 2 sets with 10 submaximal repetitions and a perception of effort classified in "2", can be used as standard protocol for familiarization in a maximum strength test in elbow and shoulder exercises. The second study aimed to adapt and validate a wheelchair skills circuit for Brazilian-Portuguese. As there is no gold standard for functional independence assessment, questionnaires such as the Spinal Cord Independence Measure (SCIM-III) and wheelchair skill circuits, are usually used. Thus, the criterion and construct validity were analyzed to elaborate the Brazilian version of the Adapted Manual Wheelchair Circuit (AMWC-Brazil). With the methodological instrumentation established, the aim of this thesis was to verify the predictive capacity of relative and absolute muscle strength in functional independence and wheelchair skills in adult men with SCI. Fifty-four individuals with SCI were evaluated in the shoulder (fully preserved musculature) and trunk (compromised muscles according to SCI level) strength maximum tests. In order to analyze the relationship between muscular strength and functional independence, in addition to the absolute and relative peak torque, neuromuscular efficiency (NME) was used to associate muscle recruitment (RMS) with torque values. As this variable was not applied in people with SCI, a control group of 27 subjects was recruited for comparison. Strength variables and other predictors of functional independence were inserted into the multivariate stepwise regression to elaborate regression equations with three predictors, considering the functional independence outcomes of SCIM-III and AMWC-Brazil. In this way, it was

possible to detect the influence of each predictor variable on independence outcomes. After this analysis, cut-off points were calculated with the peak torque values that presented the greatest importance for functional independence. The strength tests were able to discriminate individuals with high and low paraplegia and the control group. The relative forces of shoulder and trunk exercises were the strength variables with the best predictive capacity for functional independence and wheelchair skills. Then, cut-off points of relative peak torque were established so that they could be used as references for functional independence and wheelchair skills. The results also identified the importance of shoulder abduction in the studied outcomes, suggesting that training occurs with an offset of antagonistic muscles, avoiding muscular imbalance, therefore, reducing the possibility of injuries in this joint. Finally, NME presented low predictive capacity and it was not adequate to analyze the changes in strength and neural stimulus at different levels of SCI. It is suggested the use of NME in longitudinal investigations between the same SCI levels or to compare to groups without injury.

Key Words: spinal cord injuries, muscle strength dynamometer, rehabilitation, strength training, test tasking skills, validation studies.

1. INTRODUÇÃO

A lesão medular (LM) é uma das formas mais graves entre os traumas incapacitantes (1). Esta lesão é definida como trauma ou doença que comprometa a função da medula espinhal e resulta em déficits sensitivos e motores, além de alterações viscerais, sexuais e tróficas (1). Dentre as causas de lesão medular, as etiologias traumáticas são as mais prevalentes (2, 3). No entanto, dentre outros fatores, destacam-se as degenerações malignas (primárias ou metastáticas), infecções, inflamações e as alterações vasculares e do arcabouço ósseo da coluna vertebral (2-5).

A Associação Americana de Lesão Medular (ASIA, do inglês, *American Spinal Injury Association*) classifica tais comprometimentos em tetraplegia e paraplegia (6, 7). Tetraplegia é o termo que substituiu “Quadriplegia” e significa redução ou perda motora e/ou sensitiva dos segmentos cervicais da medula (6, 7). Na paraplegia, por sua vez, os comprometimentos medulares são nas regiões torácicas, lombares ou sacrais (6, 7).

A cadeira de rodas é o auxílio para locomoção mais utilizado nessa população (2, 8-13) e a habilidade no seu uso é um dos principais aspectos que determinam a independência funcional (11, 14). A avaliação da independência funcional é fundamental tanto para nortear a reabilitação quanto para medir a efetividade das intervenções em indivíduos com LM (15). Apesar de não existir um padrão-ouro para a avaliar independência funcional (16), as duas principais escalas utilizadas no contexto da LM possuem itens que abordam a habilidade em cadeira de rodas. A Escala de Medida de Independência Funcional (MIF, do inglês, *Functional Independence Measure*) apresenta um item específico de mobilidade em cadeira de rodas (17) e a Medida de Independência em Lesão Medular (SCIM, do inglês, *Spinal Cord Independence Measure*) possui outros três itens relacionados ao deslocamento em cadeira de rodas (18). Foram desenvolvidos, também, testes e circuitos específicos para avaliar a independência e habilidade em cadeira de rodas. Duas revisões sistemáticas descreveram e compararam as características, viabilidade, desfechos e propriedades clinimétricas de diferentes testes de habilidade em cadeira de rodas manual (19, 20). Dentre os testes avaliados, o *Wheelchair Circuit* alcançou uma elevada pontuação na avaliação de qualidade dos artigos (19), apresentou estudos com todas as variáveis clinimétricas (11, 21) e possui boa aplicabilidade prática (22). Esse circuito foi, posteriormente, ajustado para o *Adapted Manual Wheelchair Circuit* (AMWC) (22), e a adaptação e validação para a população brasileira foi um dos objetivos desse estudo.

Diversos fatores determinam a independência funcional de pessoas com LM bem como a habilidade no uso da cadeira de rodas. Abdul-Sattar (23) verificou que, após um processo de reabilitação, o tempo acamado, a extensão da lesão, a ansiedade e a depressão apresentaram boa capacidade preditiva da independência funcional. Washburn (24) e Epstein et al. (25) identificaram, respectivamente, que o grau de atividade física e o sexo também influenciam a independência. Força e potência muscular (14, 26-30), espasticidade (14, 31-33), idade (14, 34, 35), nível da lesão inicial (34,

35), idade que sofreu o trauma medular (35, 36), tempo de lesão (23, 25) e composição corporal (37-39) também podem ser determinantes na independência dos indivíduos com LM.

Dentre todos esses preditores, apenas alguns podem ser modificados por meio do processo de reabilitação. A força muscular pode ser manipulada com diversos modelos de treinamento (27, 29) e tem grande importância na independência de pessoas com lesão medular (26, 27, 29, 40-43). De forma específica, existe uma associação da força muscular com a capacidade de se deslocar, com as atividades de autocuidado, realização de transferências e com o grau de mobilidade nessa população (29, 43-47). Entretanto, três aspectos precisam ser elucidados na relação entre força e independência funcional.

Primeiramente, estudos prévios que reportaram relações positivas entre força muscular e a independência funcional não analisaram, simultaneamente, outros preditores como idade, sexo tempo e nível de lesão (26, 29, 48). Apesar das variações de força muscular entre os níveis de lesão medular traumática (48-50), não se pode afirmar que a força muscular apresenta capacidade preditiva de independência funcional quando associada com outras covariáveis.

Em segundo lugar, não existem valores de referência de força muscular mensurada em dinamômetro isocinético, padrão ouro de avaliação, para a determinação da independência funcional. Apenas um estudo com amostra heterogênea e analisada no teste de uma repetição máxima no supino foi conduzido com esse objetivo (43). Neste contexto, estabelecer pontos de corte força muscular proporciona uma aplicabilidade concreta ao serem utilizados como parâmetros de reabilitação. Com isso, enfatiza-se a importância de elucidar a magnitude ideal da força muscular e sua capacidade preditiva para a independência funcional.

Por fim, as avaliações de força em indivíduos com paraplegia foram realizadas em grupos musculares totalmente preservados com dinamômetros isocinéticos ou em testes isoinerciais (29, 43, 48, 51-56). Nesses testes, o indivíduo é estabilizado com faixas e cintos para evitar movimentos compensatórios. Com este procedimento, a musculatura de tronco não interfere na produção de força e diferenças do pico de torque nos níveis de LM podem não ser identificadas (43, 48, 51-54). No entanto, no desempenho das atividades diárias e desportivas, a musculatura de tronco permite uma melhor estabilização da cintura escapular para produção de força (57). A força dos músculos de tronco influencia no equilíbrio e, conseqüentemente, nas atividades de vida diária (58-60). Embora testes como a habilidade de empinar a cadeira de rodas já tenham sido utilizados para avaliar o equilíbrio de tronco (58, 59), é importante adotar um teste de força como instrumento padrão ouro. Ao analisar diferentes níveis de LM, a associação somente da força de membros superiores com independência funcional pode resultar em interpretações equivocadas.

Para analisar adequadamente o impacto da força muscular na independência e na determinação de valores de referência, é importante interpretar as diferenças entre força absoluta e relativa. A força absoluta já foi utilizada como preditora de independência funcional (43), porém a análise isolada da força absoluta pode gerar extrapolações equivocadas dos resultados (61). Estudos prévios reportaram valores maiores ou iguais de força absoluta para populações hipertensas (62) e com

síndrome metabólica (63). A análise desses resultados gera interpretações errôneas sobre a relação entre a força muscular e o desfecho estudado. Por outro lado, a força relativizada pela massa corporal apresenta associações com a redução do risco de mortalidade (64), da síndrome metabólica (63) e de obesidade (65). Dessa forma, a utilização da força relativa demonstra mais adequadamente as relações entre força muscular e variáveis de saúde, minimizando os erros de interpretação.

Outra maneira de relativizar a força muscular é associá-la com o recrutamento de fibras musculares. Essa relação é denominada Eficiência Neuromuscular (ENM) (66-70) e tem o propósito de avaliar a funcionalidade de grupo musculares (67), além de representar a eficiência e a responsividade dos elementos dinâmicos e contráteis do músculo durante atividades estáticas e dinâmicas. Uma metanálise sobre eletromiografia da musculatura de tronco em indivíduos com LM recomendou seu uso na comparação e interpretação da atividade muscular em intervenções terapêuticas (71) e outros estudos também relacionaram a ativação muscular com variáveis de funcionalidade (28, 45-47). O cálculo da ENM considera as variáveis afetadas pelo trauma medular, força muscular e estímulo neural (66, 68, 72, 73), e com isso pode auxiliar na interpretação da relação e predição da independência funcional. Até a presente data, não há consenso ou dados normativos da ENM na comparação entre diferentes níveis de LM ou com indivíduos sem lesão.

Assim, traça-se a hipótese de que a força relativa em grupos musculares totalmente e parcialmente preservados apresentará maior capacidade preditiva na independência funcional e na habilidade em cadeira de rodas em homens adultos com paraplegia. Consequentemente, o pico de torque relativo será o parâmetro ideal para estabelecer pontos de corte para delimitar graus de independência funcional nessa população.

2. CONTEXTUALIZAÇÃO

Medir, quantificar e traçar metas apropriadas são alguns dos princípios que implicam no sucesso de um treinamento ou processo reabilitação (74-76). Nesse contexto, escalas, testes e pontos de corte têm sido desenvolvidos para indivíduos com lesão medular com o objetivo de estabelecer o processo de evolução clínica após o trauma medular (22, 43, 77-80). Contudo, ainda há necessidade de aperfeiçoamento dos instrumentos de avaliação existentes bem como da sistematização de valores adicionais de referência para essa população.

Efeitos “teto” e “chão” foram encontrados em estudos com diferentes desfechos os quais demonstraram uma possível baixa sensibilidade em escalas que medem independência funcional, a SCIM-III e MIF (22, 77, 78, 80-82). O controle de covariáveis que influenciam a independência nessa população é complexo e pode influenciar no resultado final de um teste. Esse aspecto tem grande relevância, na medida em que a lesão medular traumática pode gerar uma quantidade considerável de comorbidades e alterações funcionais (1, 4, 5). Tal aspecto pode influenciar o número de covariáveis que devem ser controladas devido às suas influências na independência funcional.

Devido à influência dessas variáveis tanto na independência funcional quanto no desempenho desportivo (23, 25, 43, 83), pontos de corte e valores de referência deveriam ser estratificados para cada condição específica de lesão medular traumática. Por exemplo, valores de referência de força muscular relativa para mulheres tetraplégicas na faixa etária entre 30 e 40 anos ou pontos de corte de força muscular associados à capacidade aeróbia máxima com marcadores de risco cardiológico para homens paraplégicos entre 20 a 30 anos. Apesar de serem pesquisas metodologicamente mais complexas em virtude da especificidade da amostra, essa linha de estudo é importante para definir condutas, decisões e nortear o processo de reabilitação.

Na prática cotidiana da atividade física em indivíduos com lesão medular traumática, são evidentes as diferenças entre os níveis de lesão medular e as covariáveis que, quando associadas, interferem no desempenho desportivo, na velocidade de deslocamento e na independência funcional, ainda que alguns instrumentos de avaliação não demonstrem tais diferenças. Comparativamente, o mesmo ocorre nas classificações funcionais dos desportos paralímpicos, nos quais há grande dificuldade em diferenciar adequadamente os indivíduos para que possam competir em condições isonômicas.

Tais lacunas, verificadas entre as medidas realizadas na prática clínica diária e aquelas mensuradas em escalas, fomentaram a elaboração da presente pesquisa. Com o objetivo de iniciar estudos de elaboração de pontos de corte e de valores preditivos baseados na força muscular, foram utilizados dois testes de força no dinamômetro isocinético: (1) teste de abdução e adução de ombro executado de forma isocinética; (2) flexão e extensão de tronco em isometria. A escolha do primeiro teste ocorreu em virtude da associação dos padrões de movimento comumente utilizados nas atividades de vida diária (44-46, 55, 84-86). O segundo teste foi realizado com o intuito de avaliar músculos que possuem inervações oriundas de diferentes níveis da medula espinhal, aumentando a chance de

discriminar os grupos de lesão medular traumática. Essas musculaturas também estão envolvidas em atividades de vida diária (58, 71, 87) e não foi encontrada, na literatura, a aplicação desse teste em indivíduos com lesão medular.

Para atingir o referido objetivo, foram realizados dois estudos, identificados, nesta tese, como “Estudo 1” e “Estudo 2”. Ambas pesquisas têm como foco o aprimoramento de instrumentos de medidas utilizados no “Estudo 3”, para que a validade interna da pesquisa se tornasse mais robusta.

O primeiro estudo consistiu na análise da influência da familiarização de indivíduos com lesão medular traumática durante a realização de testes de força em condições isocinéticas. Embora muitos testes de força já tenham sido realizados em dinamômetros isocinéticos nessa população, não há um processo de familiarização sistematizado.

No segundo estudo, foi realizada uma tradução para o Português-Brasileiro de um circuito de habilidades em cadeira de rodas. Escalas que avaliam a independência funcional, como a MIF e a SCIM, já foram validadas e traduzidas para português brasileiro, porém, testes para habilidades em cadeira de rodas não estão disponibilizados e adaptados para a população brasileira. O primeiro estudo foi submetido na *Journal of Spinal Cord Medicine* e o segundo na *Physiotherapy Theory and Practice*.

O estudo 3 está associado aos objetivos principais dessa tese e deverá ser submetido, após as considerações da banca avaliadora, ao *Journal of Electromyography and Kinesiology*. A utilização da eletromiografia e a análise com a eficiência neuromuscular tem o intuito de auxiliar na interpretação das relações entre força muscular e independência funcional.

3. JUSTIFICATIVA

Há um consenso na literatura acerca da relação positiva entre a força muscular e a independência funcional de indivíduos com lesão medular traumática (14, 26-28, 30). No entanto, esse consenso baseia-se em estudos que não analisaram simultaneamente outros preditores como, por exemplo, idade, sexo, tempo e nível de lesão, (26, 29, 48). Dessa forma, não se sabe qual a variável preditora possui maior influência na independência funcional e se a força apresenta capacidade preditiva ao ser associada com outras covariáveis.

Além disso, valores de referência de força muscular relativa e absoluta obtidos por métodos padrão ouro para a independência funcional em indivíduos com lesão medular traumática não estão estabelecidos. Determinar a quantidade de força muscular que os indivíduos com lesão medular traumática devem alcançar para apresentarem independência funcional, proporcionaria uma aplicabilidade concreta ao serem utilizadas como parâmetros na reabilitação.

Somado à esses dois aspectos, a relação entre força muscular e independência funcional foi analisada em grupos musculares completamente preservados após a lesão medular traumática e com os indivíduos com paraplegia totalmente estabilizados (43, 48, 52-54, 57, 88, 89). Contudo, a independência funcional é dependente de músculos que não foram avaliados nos testes de força e que podem ser parcialmente comprometidos após a lesão, como as musculaturas de tronco. Assim, a realização de um teste de flexo-extensão de tronco em indivíduos com paraplegia pode fornecer resultados importantes na relação força-independência funcional nessa população.

Para aprimorar o entendimento dessa relação, principalmente em musculaturas que foram parcialmente comprometidas após a lesão medular, é importante a utilização de um índice como a eficiência muscular, pois este considera duas variáveis afetadas com o trauma medular: a força muscular e o estímulo neural (66, 68, 72, 73). No entanto, não existem estudos que utilizaram a eficiência neuromuscular em indivíduos com lesão medular traumática e que tenham comparado os achados com grupos de indivíduos sem lesão.

Dessa forma, o presente estudo se propôs a analisar, inicialmente, a capacidade preditiva dos picos de torque de grupos musculares parcialmente e totalmente preservados dentre outras covariáveis na independência funcional de indivíduos com lesão medular traumática. Essa análise não foi conduzida previamente (26, 29, 48) e compreendê-la permite aos profissionais da saúde estabelecer a necessidade do treinamento da força muscular em um contexto de reabilitação.

Após a definição de quais grupos musculares avaliados apresentam maior influência na independência funcional, propõe-se estabelecer metas quantitativas de força absoluta e relativa a serem alcançadas durante um processo de reabilitação ou treinamento. Determinou-se, dessa forma, pontos de corte de força muscular para caracterizar a independência funcional e a habilidade em cadeira de rodas em indivíduos com paraplegia. A força muscular é comumente treinada durante o período de reabilitação e esses resultados com valores padronizados podem propiciar melhor direcionamento das

intervenções, com conseqüente reflexo e incremento na qualidade de vida dos indivíduos com lesão medular traumática.

4. OBJETIVOS

4.1 Estudo 1

Verificar qual o número de séries e sessões de familiarização são necessários para avaliar a força máxima de membros superiores em indivíduos com lesão medular traumática.

4.2 Estudo 2

Traduzir, adaptar e validar o circuito adaptado de habilidades em cadeira de rodas (AMWC) para o Português Brasileiro em indivíduos com lesão medular traumática.

4.3 Estudo 3

4.3.1 Objetivo geral

Verificar a capacidade preditiva dos picos de torque relativos e absolutos de grupos musculares parcialmente e totalmente preservados na independência funcional e na habilidade em cadeira de rodas de indivíduos homens com lesão medular traumática.

4.3.2 Objetivos específicos

- Elaborar pontos de corte baseados na força muscular para delimitar graus de independência funcional e habilidades em cadeira de rodas;
- Comparar as forças relativa e absoluta entre indivíduos homens com diferentes níveis de lesão medular traumática e um grupo controle sem lesão medular;
- Analisar a capacidade preditiva da eficiência neuromuscular na independência funcional e na habilidade em cadeira de rodas de indivíduos homens com lesão medular traumática;
- Analisar as repostas da eficiência neuromuscular em testes realizados em grupos musculares totalmente e parcialmente preservados em homens adultos com lesão medular traumática, comparando com sujeitos controle sem lesão medular.

5. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

5.1 Lesão Medular

5.1.1 Definição

A lesão medular, uma das formas mais graves entre as síndromes incapacitantes, é definida como trauma ou doença que comprometa a função da medula espinhal resultando em déficits sensitivos e motores, além de alterações viscerais, sexuais e tróficas (1). Os eventos traumáticos são os mais frequentes no rol de agentes causais de lesão medular. Porém, outras etiologias devem ser aqui mencionadas como, por exemplo, degenerações malignas (primárias ou metastáticas), infecções, inflamações, alterações vasculares e do arcabouço ósseo da coluna vertebral (2-5, 90).

5.1.2 Dados epidemiológicos

De acordo com o Centro de Estatística Nacional de Dados de Lesão Medular da Universidade de Alabama de 2015 (NSCISC) (2, 3), nos Estados Unidos, a incidência anual de lesão medular traumática aumentou de 40 para 54 casos por milhão nos últimos dois anos (2, 3, 91). Essa incidência equivale à aproximadamente 17.000 novos casos de lesão medular por ano e uma prevalência de 243.000 a 347.000 pessoas (2, 3). Wyndaele et al. (90) estimaram valores superiores para a população mundial, mas, reportam que os estudos de prevalência avaliados não possuem dados suficiente para estimar os valores de 220 a 750 indivíduos por milhão.

O estudo de Wyndaele et al. (90) e as análises no NSCISC (2, 3, 91) evidenciam uma tendência de aumento na proporção de tetraplegia em relação à paraplegia. Na análise de artigos de 1977 a 2006, Wyndaele et al. (90) constataram um aumento de 10% para 40% de tetraplégicos. O NSCISC já demonstra uma prevalência de 58% em 2015 (2, 3). A proporção entre homem e mulher é de 4:1 (2, 3, 90) e a idade média quando sobre a lesão medular aumentou de 29 anos em 1970 para 42 anos em 2015 (2, 3). O valor médio da idade na lesão aumentou devido ao aumento da expectativa de vida e das lesões medulares causadas por queda (2, 3).

Em estudo conduzido em uma rede de hospitais situados em sete capitais brasileiras, a prevalência de lesão medular traumática foi de 8,6% (92). A partir desse valor e de dados do Censo Brasileiro de 1991 (93), Coutinho e Beraldo estimaram 200.000 paraplégicos e 46.000 tetraplégicos no Brasil, baseados nas prevalências e incidências mundiais (94).

Nessa população, o auxílio locomoção mais utilizado é a cadeira de rodas (2, 8-13). Beekman et al. (10) estimaram que mais de 104.000 pessoas utilizavam a cadeira de rodas nos Estados Unidos em um estudo de 1999. Em estimativa mais recente na pesquisa de Vorrink et al. (95) em 2008, verificou-se um incremento nesse número para 2,2 milhões. Na Holanda, em um universo estimado em 150.000 de indivíduos com lesão medular (95, 96), cerca de 82% utilizam a cadeira de rodas como meio de

locomoção (11). No Reino Unido, são 750.000 usuários de cadeira de rodas (95) e, na Europa, 3,3 milhões (13). Na Índia, mesmo com o grande uso dos triciclos de braço, a cadeira de rodas ainda é o principal auxílio locomoção (9).

As cifras ora ressaltadas ratificam a necessidade de estudos sobre habilidades e outros desfechos relacionados à cadeira de rodas, considerando sua influência na independência funcional desses usuários em todo o mundo. Além disso, estudos brasileiros deveriam sempre caracterizar completamente suas amostras, aumentando as informações etiológicas e estatísticas carentes no Brasil com essa população.

5.1.3 Anatomia básica, função e classificação da lesão medular

A medula dos seres humanos é elíptica e achatada ântero-posteriormente. Em adultos, possui entre 42 a 45 cm, pesa 35 gramas e termina no nível entre as vértebras lombares, L1 e L2 (1, 5). O final da extensão da medula, denominado de cone medular, localiza-se na transição tóraco-lombar, mais especificamente, entre T12 à L3 (1, 5). Dessa forma, a medula ocupa cerca de 65% do canal vertebral e essa discrepância entre o tamanho da medula e da coluna vertebral é embriológica (1, 5). Os nervos espinhais ramificam-se da medula pelo forame vertebral da coluna e são responsáveis pela condução de estímulos sensoriais-motores (1, 5).

A medula espinhal não é apenas uma via de comunicação entre cérebro e corpo. Ela também é um centro regulador autônomo, que controla funções importantes tais como a respiração, a circulação, o controle térmico, a atividade sexual e órgãos como a bexiga e intestino (1, 5).

O nível neurológico, motor e sensitivo da lesão medular é, atualmente, determinado pelos padrões internacionais de classificação neurológica em lesão medular, os quais foram publicados pela Associação Americana em Lesão Medular (ASIA) (6, 7). O nível motor é determinado pelo teste de função muscular correspondente aos 10 pares de miótomos (C5, bíceps braquial e braquial; C6, extensores radiais longo e curto do carpo; C7, tríceps braquial; C8, flexor profundo dos dedos; T1, abductor do dedo mínimo; L2, ilípoas; L3, quadríceps; L4, tibial anterior; L5, extensor longo do hálux; S1, gastrocnêmio e sóleo) (6, 7). A força de cada músculo é testada e graduada em uma escala de 6 pontos e os níveis motores entre T2 a L1 são considerados os mesmos do nível sensorial (6, 7).

Pesquisadores utilizam diferentes formas de estratificação dos indivíduos com lesão medular dependendo do desfecho estudado e do objetivo da pesquisa. A divisão em “tetraplegia” (TP, C6 a C8), “paraplegia alta” (PPa, T1 a T6) e “paraplegia baixa” (PPb, T7 a L2) é utilizada nos estudos com lesão medular (6, 7, 30, 78, 83, 97-102). O grupo “paraplegia baixa” possui menor alteração funcional, com redução ou ausência de força em membros inferiores e normalmente, sem espasticidade. O grupo “paraplegia alta” apresenta redução do equilíbrio de tronco, principalmente em virtude da inervação abdominal (nervos intercostais de T7 a T11), e disfunções cardiovasculares decorrentes das alterações no sistema nervoso simpático autônomo. O grupo “tetraplegia”, além das limitações dos grupos “paraplegia”, ainda possuem força de membros superiores e preensão manual reduzidas (1, 4-7, 103).

Com o aumento do nível de lesão medular, os comprometimentos motores e fisiológicos crescem e a independência funcional diminui.

5.2 Característica funcionais na lesão medular

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) da Organização Mundial da Saúde (OMS), o termo funcionalidade refere-se a todas as funcionalidades corporais, atividades de vida diária e possibilidade de participação social (104, 105). Na lesão medular, um grupo de estudo dinamarquês especificou e padronizou módulos de variáveis importantes para os componentes da CIF (106, 107). Variáveis como etiologia, nível neurológico, dor e espasticidade foram associadas aos componentes funções e estruturas do corpo. A mobilidade, o autocuidado e o manejo esfíncteriano são relacionados à atividade diária e participação social (106, 107) e são avaliados com a escala SCIM-III e o teste AMWC.

Alguns autores verificaram a influência dessas e de outras variáveis no contexto medular da independência funcional. Esta, por sua vez, é definida como a habilidade de realizar as atividades de vida diária (14), sendo um fator preponderante de uma vida ativa, social e contribui para a percepção de autocontrole (108). Neste contexto e tendo em vista que a independência funcional é um dos principais objetivos da reabilitação (14, 79, 108-111), a compreensão das variáveis que determinam sua evolução é de fundamental importância.

A independência funcional de um indivíduo com lesão medular depende de uma série de variáveis que podem ser classificadas como “não manipuláveis” e “manipuláveis”. As variáveis não manipuláveis são aquelas que o profissional da saúde não consegue modificar, mas cuja compreensão é importante para identificar o potencial de evolução do indivíduo. São exemplos, o nível (14, 23, 43), extensão (14, 23, 25) e tempo de lesão medular (23, 25, 53), a idade atual (34, 35, 53) e a idade em que sofreu o trauma medular (35, 36, 112); além do nível de lesão medular inicial (34, 35), o tempo acamado (14, 23, 25) e o sexo (14, 25). Já as variáveis manipuláveis são passíveis de alteração durante a reabilitação, intervenção ou treinamento. Força e potência muscular (14, 26, 30, 43), aptidão aeróbia (14, 113, 114), dor osteomuscular (14), nível de atividade física (24, 53), composição corporal (37, 38, 43) e espasticidade (14, 31, 33) são algumas dessas variáveis usualmente enfatizadas nos processos de reabilitação.

A associação entre as variáveis, a magnitude de importância e a influência na independência funcional são questões que ainda não foram completamente elucidadas na literatura. Além disso, é provável que cada variável correlacione-se não linearmente com a independência funcional (43), com valores mínimos e/ou máximos sem alterar substancialmente a independência. Nas principais escalas de avaliação de independência funcional e nos circuitos de habilidades em cadeira de rodas, foram encontrados efeitos chão e teto (17, 21, 22, 77, 80, 82, 115), o que ocasiona dúvidas relativas às limitações de sensibilidade de cada instrumento ou se determinadas variáveis que influenciam a independência funcional alcançaram valores limítrofes. A Figura 1 esquematiza as variáveis que

influenciam a independência funcional em indivíduos com lesão medular. Entretanto, é importante salientar que em tal Figura considerou-se todas as variáveis com a mesma magnitude de influência na independência funcional, diferentemente do que é encontrado na literatura.

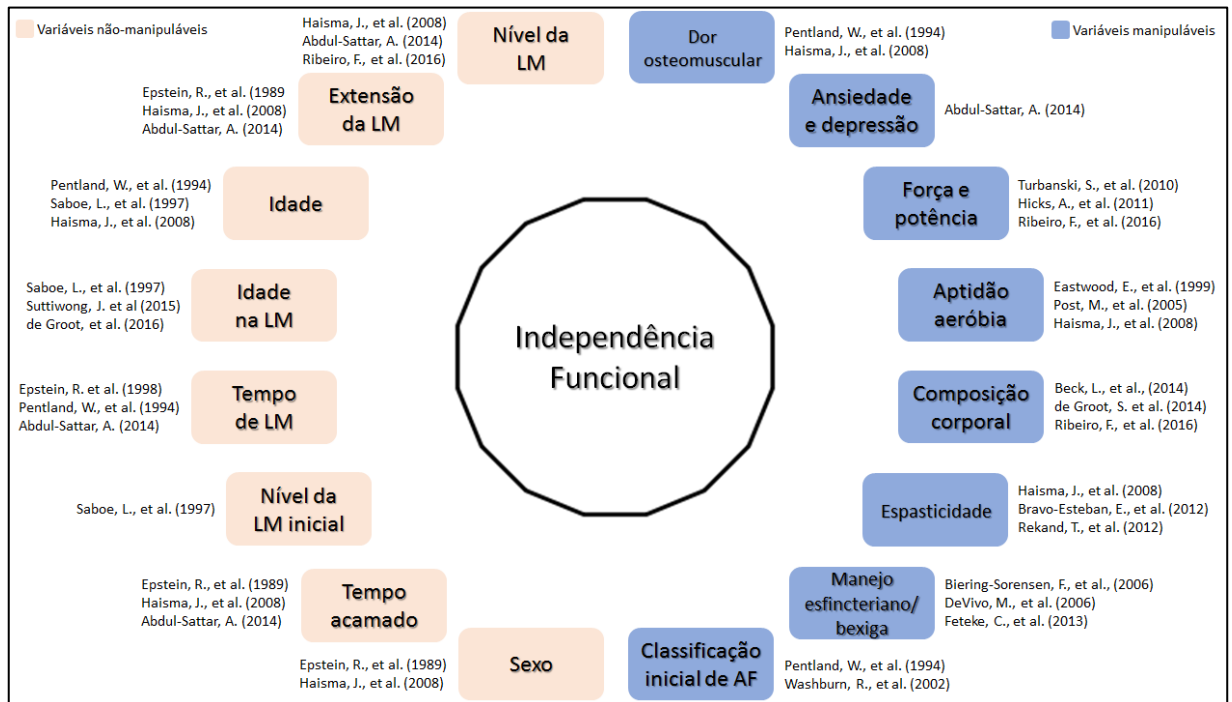


Figura 1: Esquema gráfico exemplificando variáveis manipuláveis e não manipuláveis que influenciam a independência funcional dos indivíduos com lesão medular. AF: atividade física; LM: lesão medular.

A eficiência neuromuscular (ENM) é a relação entre força muscular e o recrutamento muscular, e pode ser definida como a habilidade individual de gerar força de acordo com a capacidade de contração das fibras musculares (66-70). A ENM pode ser calculada como (72, 116-118):

$$\text{Eq (1): ENM} = \frac{\text{Torque}}{\text{RMS}}$$

Onde:

Torque: força muscular absoluta em N.m ou força muscular relativa em N.m/kg.

RMS: do inglês, *root mean square*, em μV .

Esse índice é uma medida de responsividade dos músculos (67, 68, 70) e excitabilidade neural e tem como objetivo avaliar a função de um grupamento muscular específico (67). No entanto, vale ressaltar que essa variável ainda não foi utilizada como forma de avaliar ou prever a independência funcional em indivíduos com lesão medular. Mesmo apesar desse aspecto, a ENM é uma medida que pode representar adequadamente a capacidade de desempenho muscular e, dessa forma, auxiliar na compreensão dos fatores determinantes da independência funcional. Em virtude das alterações de força

e comprometimento neural de acordo com os níveis de lesão, a análise e utilização da força relacionada com a amplitude do sinal eletromiográfico como uma medida de avaliação (66, 68, 72, 73) pode determinar respostas diferentes na ENM. Esse índice já foi utilizado em outras populações para avaliação do desempenho muscular após um período de treinamento e reabilitação (67, 70). David et al. (67) reportaram que a ENM foi sensível o suficiente para encontrar diferença significativa entre homens e mulheres, em grupos treinados e controle. Milner-Brown et al (70) verificaram a redução da ENM na avaliação da fadiga em 20 indivíduos saudáveis e utilizaram a ENM como avaliação quantitativa do treinamento de força em dos indivíduos com distrofia muscular.

A ENM ainda não foi mensurada em indivíduos com lesão medular e utilizá-la em musculaturas parcialmente preservadas pode determinar, de forma precisa, a relação entre ativação muscular e pico de torque. Essa medida já foi associada à índices de fadiga em homens e mulheres sem lesão (70), como ferramenta complementar para avaliar o desempenho abdominal de atletas de ginástica e corrida (67) e, em estudo mais recente, como desfecho na análise de respostas neuromusculares advindas de faixas elásticas (método *Kinesiotaping*) em homens jovens (119). Devido à possibilidade de aplicabilidade e sensibilidade diante de vários desfechos, a ENM pode ser utilizada na interpretação da independência funcional em indivíduos com lesão medular. Entretanto, é imperioso avaliar, também, se sua influência neste desfecho é maior que a de outras variáveis preditoras.

5.3 Força muscular na lesão medular

O treinamento de força é uma das principais estratégias utilizadas em processo de reabilitação (27, 28, 30), pois está associado ao aumento da capacidade cardiovascular (120, 121) e da força muscular (27, 121), da tolerância ao exercício (121), à redução de dores em ombros (26), melhora da saúde (30) e à independência funcional (27, 30, 43).

Apesar de comprovada a importância da força muscular para o aumento da independência funcional (14, 26-28, 30, 43), as alterações dessa capacidade física após a lesão medular, quando comparadas à um grupo controle sem lesão medular, ainda apresentam resultados contraditórios na literatura. As comparações da força muscular com um grupo sem lesão medular são influenciadas pelo tempo de lesão (30, 79), nível de lesão (43, 57), exercício testado (48, 51, 52), nível de atividade física (51) ou, ainda, pelo sexo (54).

Nesta seara, Kotajarvi et al. (52) demonstraram, com uma amostra de 15 paraplégicos com 7,4 anos de lesão, que a força absoluta e as relações agonista/antagonista dos músculos de membros superiores não possuíam diferença estatística em relação ao grupo controle. Souza et al. (48) também não encontraram diferenças significativas no pico de torque e nas relações entre músculos agonista/antagonistas entre indivíduos com paraplegia e um grupo controle emparelhado. Contudo, quando estratificados em paraplegia alta e baixa, o grupo controle foi significativamente mais forte que o grupo com lesão mais alta, e mais fraco que o grupo com menor comprometimento medular (48).

Powers et al. (57) também não evidenciaram alterações significativa de força entre pessoas com lesão entre T1 e L3 e grupo controle ao analisar força isométrica de ombros.

Outras pesquisas, por outro lado, encontraram diferenças nas comparações intergrupos. Bernard et al. (51) compararam a força dos rotadores de ombro, testada em três velocidades diferentes, de atletas paraplégicos e pessoas sem lesão, sedentárias e atletas de tênis. Os autores verificaram maior força nos rotadores internos do ombro dos membros não dominantes e em velocidades altas (180°/s e 300°/s) dos atletas paraplégicos (51). Além disso, na comparação entre paraplegia alta e baixa, o estudo encontrou diferenças para rotadores externos. Nessa análise, ressalta-se que os grupos não foram comparados, separadamente, com o controle (51). Em adolescentes com paraplegia, o pico de torque relativo à massa corporal na flexão e extensão dos ombros foi significativamente maior no grupo controle (54). Já em pesquisa conduzida por Pentland et al. (53), com uma amostra com idade média de 44 anos, verificou-se uma maior força bilateral na flexão de ombro no grupo controle. Nesse mesmo estudo, a força de extensão de cotovelo apresentou-se 6,2% maior para o grupo com lesão medular (53). Essas constatações retratam a disparidade de resultados da força muscular entre diferentes níveis de lesão medular e, ainda, em relação à indivíduos sem esta lesão.

Uma revisão sistemática recente de Lu et al. (122) verificou os efeitos de programas de treinamento na função de mãos e braços de indivíduos com lesões cervicais, mas não encontrou artigos com comparações de força muscular entre essa população e grupos controle. Apesar de não relatado na revisão, dois estudos foram encontrados com a comparação entre tetraplegia e grupo controle. Em 1994, Powers et al. (57) evidenciou menor pico de torque de elevadores da escápula e rotadores internos e externo comparado ao grupo paraplegia e controle. Estudo mais recente foi publicado por Turbanski et al. (26) que comparou os efeitos do treinamento de força entre atletas em cadeira de rodas e grupo controle sem lesão medular. Neste estudo, oito atletas de basquete em cadeira de rodas foram avaliados no teste de uma repetição máxima no supino com barra e dos quais apenas dois eram tetraplégicos (26).

Logo, existe na literatura divergências quanto à diferença de força muscular entre indivíduos com lesão medular nos diversos níveis e em relação aos grupos controle. Estudos com amostras mais robustas e testes de medidas mais confiáveis podem esclarecer as reais alterações da força muscular que ocorrem após lesões medulares em diferentes níveis.

5.4 Escalas de independência funcional

5.4.1 Medida de independência em lesão medular (SCIM)

A determinação e avaliação da capacidade funcional são fundamentais para direcionar a reabilitação e mensurar a efetividade da intervenção em indivíduos com lesão medular (15). Atualmente, não existe um padrão ouro para mensuração de independência funcional (16), mas escalas foram

criadas para diversas populações. A SCIM é uma escala de avaliação da habilidade funcional, desenvolvida especificamente para indivíduos com lesão medular (77, 123).

A SCIM inclui apenas tarefas relevantes para essa população, excluindo, por exemplo, o domínio cognitivo, que não influencia a realização das tarefas de vida diária. Os itens são graduados pelo grau de dificuldade, ou seja, de acordo com o nível de habilidade do indivíduo (77, 123, 124). A primeira versão da escala foi publicada em 1997 (125) e, atualmente, está na terceira versão (SCIM III) (77), com a possibilidade de ser auto aplicada (SCIM III-AP) (123). A SCIM é composta de 19 tarefas que avaliam as atividades de vida diária agrupadas em três subescalas (Anexo 1). O resultado total varia de 0-100 e, quanto maior o valor, maior o nível de habilidade ou independência do indivíduo. As três subescalas avaliam autocuidado, manejo respiratório e esfinteriano e mobilidade (77, 123). A escala SCIM-III e sua versão auto aplicada (SCIM III-AP) já foram traduzidas e validadas para o português brasileiro (126, 127).

5.4.2 *Adapted manual wheelchair circuit (AMWC)*

A escala SCIM-III, relatada no item anterior, apresenta itens específicos relacionados à mobilidade em cadeira de rodas e avalia o deslocamento em ambiente interno, por distâncias moderadas (10 a 100 metros) e em ambiente externo por mais de 100 metros (123). Apesar desta escala ser mais responsiva para mobilidade que outras como, por exemplo a MIF (128), cada item apresenta apenas três possibilidades de quantificação para os usuários de cadeira de rodas (123).

A habilidade em cadeira de rodas reflete um dos aspectos mais importantes na independência funcional e é definida como a capacidade de deslocar-se e de superar obstáculos nas atividades diárias ou para compromissos sociais em cadeira de rodas manual (11, 129). Essa definição não é totalmente contemplada na subescala de mobilidade da SCIM. Duas revisões sistemáticas descreveram e compararam as características, a viabilidade, os desfechos avaliados e as propriedades clinimétricas dos testes de habilidade em cadeira de rodas manual existentes na literatura (19, 20). A mais recente delas utilizou apenas amostras com lesão medular e verificou a necessidade de padronização das ferramentas de medidas para mobilidade em cadeira de rodas nessa população (19).

Três testes apresentaram melhores características para serem utilizados na avaliação da habilidade em cadeira de rodas em lesão medular. O *Obstacle Course Assessment of Wheelchair User Performance* é um teste válido, responsivo e reprodutivo, que avalia habilidades relevantes para cadeira de rodas, mas com difícil aplicabilidade devido à grande quantidade rampas com muitas inclinações e degraus com diferentes alturas (130, 131). O *Wheelchair Skills Test version 2.4* apresentou um dos melhores resultados na escala de avaliação de qualidade dos artigos (19), sendo válido e reprodutível, porém não há estudos sobre responsividade (132, 133). Além disso, os resultados são categóricos e não quantificáveis, reduzindo a sensibilidade e dificultando a comparação entre indivíduos (132, 133). Por fim, o *Wheelchair Circuit* também teve pontuação elevada na avaliação de qualidade dos artigos (19) e possui estudos com todas as variáveis clinimétricas (11, 21). Todavia, alguns itens deste teste

apresentam difícil viabilidade, pois são realizados em esteira e necessitam de aparelhos que mensurem frequência cardíaca máxima (11, 21).

Posteriormente às duas revisões citadas, Cowan et al. (22) publicaram uma adaptação para o *Wheelchair Circuit* denominada *Adapted Manual Wheelchair Circuit* (AMWC) e cujo o objetivo foi reduzir alguns vieses e limitações de aplicabilidade da versão original. A necessidade de esteira ergométrica (19), os resultados com efeitos teto e solo (21, 115) e a dificuldade de avaliar mudanças individuais longitudinais (134) são os principais limitantes da *Wheelchair Circuit* que foram prioridades de resolução na AMWC.

O teste *Adapted Manual Wheelchair Circuit* consiste em catorze itens padronizados, com ordem fixa e descanso de dois minutos entre eles, os quais são determinantes para alcançar a independência na mobilidade em cadeira de rodas (11, 22). Os itens são adaptados de tarefas de mobilidade em cadeira de rodas utilizadas previamente por outros autores (135-137) e as dificuldades foram selecionadas para tornar o AMWC adequado para avaliar diferentes habilidades e níveis de lesão medular (11, 22). Cada item realizado corretamente e dentro do tempo previsto é pontuado em 1, com valores de 0,5 disponíveis para os itens degraus, obstáculos e transferência. O AMWC fornece dois resultados: 1) Somatório da Pontuação de Habilidade: soma da pontuação dos catorze itens; 2) Somatório da Pontuação de Desempenho: soma dos tempos, em segundos, dos três itens que devem ser realizados no menor tempo possível (figura de 8, 15 m em velocidade e 4 metros de grama artificial). O teste completo está nos Apêndice 3 (Figura 7) na versão traduzida e adaptada para Português-Brasileiro, um dos objetivos dessa pesquisa.

6. ESTUDO 1: INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE FAMILIARIZAÇÃO NO TESTE MÁXIMO ISOCINÉTICO EM INDIVÍDUOS HOMENS COM LESÃO MEDULAR TRAUMÁTICA

Estudo submetido na *Journal of Spinal Cord Medicine* (fator de impacto: 1,578)

6.1 Introdução

A lesão medular (LM) gera mudanças substanciais na qualidade de vida, sendo a perda da independência nas atividades de vida diária uma das grandes consequências do trauma (56, 138). Com isso, nesta condição é imprescindível que os membros superiores sejam fortes o suficiente para o autocuidado, mobilidade, transferência e atividades de trabalho (139). O treinamento de força é uma das intervenções utilizadas durante a reabilitação de indivíduos com LM para aumentar essa independência funcional (28, 30), e é ratificada por Warburton et al. (140) como essencial à essa população. Estudos anteriores demonstraram que o treinamento de força melhora a independência funcional e está associado a um aumento do condicionamento cardiovascular (56, 120, 121), da tolerância ao exercício (121), da resistência muscular (121), da redução de dores em ombros (26) e da melhora geral da saúde (30). Neste contexto, para uma adequada recomendação de reabilitação neuromuscular nessa população, é necessária uma avaliação válida e precisa dos parâmetros musculares que possibilite determinar as capacidades e potenciais limitações de indivíduos com LM.

Muitos estudos utilizaram o dinamômetro isocinético para mensurar a força em indivíduos com LM (48, 50-52, 54-57, 121, 141-148). Esse equipamento é normalmente utilizado para avaliar a função muscular e fornece informações detalhadas e precisas de torque, posição e velocidade em diferentes populações (149) e é considerado o padrão ouro para a avaliação de força muscular (150). É bem estabelecido que indivíduos com LM apresentam redução de equilíbrio de tronco o que impõe dificuldades na avaliação de força de membros superiores (6, 7, 50, 60). Outro ponto a ser considerado é que a ausência de força em membros inferiores tem influência direta no posicionamento adequado do indivíduo no dinamômetro. Apesar dessas limitações, não há relatos sobre procedimentos padronizados de protocolos de familiarização em dinamômetros isocinéticos nessa população (48, 50-52, 55-57, 141, 142).

A familiarização para testes de força com dinamômetros isocinéticos em indivíduos com LM já foi realizada com diferentes metodologias não validadas. Estudos anteriores realizaram familiarizações para testes dinâmicos com duas (48, 55) ou três (121, 144) repetições submáximas enquanto outros estudos aplicaram dois minutos de contrações concêntricas em 180°/s (51) e 50%, 75% e 100% da força máxima (56). Para testes isométricos, estudos utilizaram duas (52) ou três (143) sessões com repetições submáximas. Em outros manuscritos, foram realizadas familiarizações sem descrição do protocolo (142, 148) ou sem reportarem se realizaram esse procedimento (54, 145-147). Considerando a revisão bibliográfica desse estudo, salienta-se a falta de informação e consenso quanto ao protocolo de familiarização adequado para indivíduos com LM. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi

verificar qual o número de séries e sessões de familiarização são necessários para avaliar a força máxima de membros superiores em indivíduos com lesão medular traumática. A hipótese é que uma sessão realizada no mesmo dia do teste máximo é a mais adequada à familiarização.

6.2 Método

6.2.1 Aprovação ética

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Rede Sarah de Hospitais (protocolo n. 53341616.0.0000.0022) e todos os participantes submetidos aos testes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1).

6.2.2 Participantes

Trinta e seis indivíduos com LM foram recrutados no programa de reabilitação da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação (Tabela 1). Os critérios de inclusão foram: 1) sexo masculino (acima de 18 anos); 2) diagnóstico de LM traumática; 3) lesão motora completa (escala de comprometimento do ASIA, AIS A ou B) (6, 7); 4) usuário de cadeira de rodas manual e 5) não ter conhecimento prévio ou nunca ter participado de teste no dinamômetro isocinético. Os indivíduos foram excluídos caso apresentassem histórico de desordem metabólica; cirurgia cardiovascular ou ortopédica que impusesse restrições durante a execução dos testes.

O nível de atividade física foi estimado pela quantidade de horas utilizadas em esportes e/ou exercícios físicos praticados que tiveram orientação de um professor de Educação Física ou Fisioterapeuta, e classificado de acordo com Janssen et al. (83): (1) Sedentário (0 hora por semana); (2) Moderadamente ativo (1 a 3 horas por semana); (3) Ativo (3 a 6 horas por semana); (4) Muito ativo/atleta (mais de 6 horas por semana) (Anexo 2).

Tabela 1: Dados demográficos dos grupos de familiarização. As variáveis são exibidas por mediana (percentis 25 e 75). A estatura está descrita pela média (desvio padrão) e a etiologia expressa em valores absolutos (frequência em cada grupo).

| | F1set | F2set | F3set |
|----------------------------|--------------------|---------------------|--------------------|
| n | 12 | 12 | 12 |
| Idade (anos) | 28,5 (24,0 - 41,8) | 29,5 (24,0 - 45,0) | 33,5 (21,8 - 40,3) |
| Escala de atividade física | 3,0 (2,3 - 3,0) | 3,0 (2,0 - 3,0) | 3,0 (2,0 - 3,8) |
| Tempo de lesão (meses) | 36,7 (22,7 - 69,6) | 62,7 (14,3 - 110,2) | 24,9 (15,4 - 91,4) |
| Massa corporal (kg) | 64,2 (54,9 - 72,7) | 71,6 (56,9 - 76,9) | 66,6 (63,8 - 77,7) |
| Estatura (cm) | 167,8 (\pm 5,1) | 169,8 (\pm 5,9) | 169,3 (\pm 5,6) |
| IMC (kg/m ²) | 23,1 (19,7 - 26,6) | 23,4 (20,2 - 27,6) | 23,0 (21,4 - 27,7) |
| Etiologia (n) | | | |
| Acidente de carro | 0 (0,0%) | 2 (16,7%) | 2 (16,7%) |
| Acidente de moto | 1 (8,3%) | 1 (8,3%) | 0 (0,0%) |
| Arma branca | 0 (0,0%) | 1 (8,3%) | 0 (0,0%) |
| Arma de fogo | 7 (58,3%) | 4 (33,3 %) | 8 (66,7%) |
| Lesão por queda de objeto | 1 (8,3%) | 0 (0,0%) | 0 (0,0%) |
| Mergulho | 2 (16,7%) | 1 (8,3%) | 2 (16,7%) |
| Queda | 1 (8,3%) | 3 (25,0%) | 0 (0,0%) |

Sem diferença significativa entre os grupos de familiarização. Sem diferenças significativas entre tetraplégicos, paraplegia alta e paraplegia baixa.

F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização; IMC: índice de massa corporal.

6.2.3 Procedimentos

6.2.3.1 Protocolo de familiarização

Os indivíduos foram aleatoriamente distribuídos em um dos três grupos que executaram uma (F1set, n = 12), duas (F2set, n = 12) ou três (F3set, n = 12) séries de familiarização em cada dia. Cada grupo executou três sessões de testes com 48 a 72 horas de intervalo entre elas. O protocolo de familiarização, para todos os grupos, consistiu em 10 repetições submáximas a 60°/s, com nível "2" na escala de percepção de esforço para exercício de força (OMNI-RES) (Anexo 3) (151). Foi aplicado um intervalo de 60 segundos entre as séries de F2set e F3set (Figura 2). Os exercícios utilizados nos protocolos das familiarizações foram os mesmos dos testes máximos (extensão e flexão de cotovelo, abdução e adução de ombros, e flexão e extensão de ombros). Para contrabalancear os grupos, uma aleatorização estratificada foi realizada (www.randomization.com) com os grupos de familiarização numerados de 1 a 3. Assim, os grupos foram compostos por 4 tetraplégicos (TP; C6 a C8), 4 paraplégicos com lesão alta (PPa; T1 a T6) e 4 paraplégicos com lesão baixa (PPb; T7 a L3) (Tabela

1). A divisão entre os grupos foi baseada na classificação do ASIA, comumente utilizada na literatura (6, 7, 30, 97, 99, 100, 102).

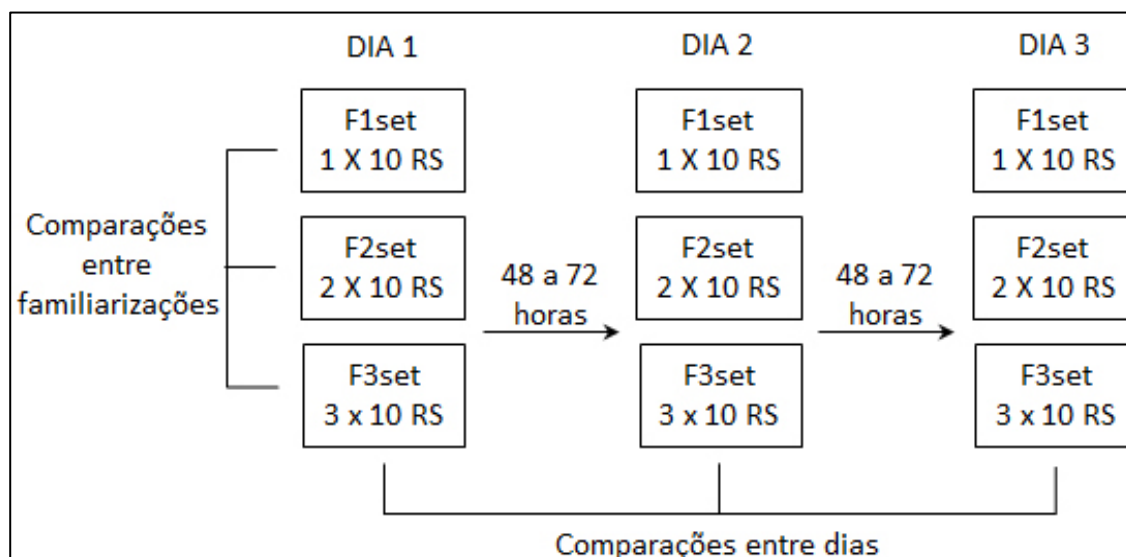


Figura 2: Esquema de familiarização e testes de força máxima no dinamômetro isocinético. A familiarização foi realizada com classificação “2” na escala de OMNI-RES, velocidade de 60°/s, 60 segundos entre séries e com os mesmos exercícios e ações musculares dos testes máximos. F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização; RS: repetição submáxima.

6.2.3.2 Teste de força máxima no dinamômetro isocinético

Os testes de força máxima de extensão e flexão de cotovelo, abdução e adução de ombro, e flexão e extensão de ombro foram realizados no dinamômetro isocinético Biodex System 4 (Biodex Medical, Shirley, NY). A calibração foi realizada conforme as instruções do fabricante. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o ponto anatômico das articulações do cotovelo e ombro. Os pontos de referência foram o epicôndilo lateral, o eixo da articulação acrômio-clavicular e tubérculo do úmero. Todos os pontos de aplicação de força foram posicionados na mão e para os indivíduos com tetraplegia, a preensão manual foi realizada utilizando-se faixa de neoprene. Os procedimentos foram adaptados do estudo de Kotajarvi et al. (52) e foram conduzidos em estudos anteriores (48, 55). Faixas e cintos foram utilizados para estabilizar o tronco, quadril, braço e mão, com o intuito de evitar movimentos compensatórios (152).

Apenas o membro dominante foi avaliado na velocidade de 60°/s. Para os indivíduos com tetraplegia, optou-se pelo membro com o miótomo mais distal. Antes dos testes, cada exercício foi demonstrado e experimentado com o objetivo de estabelecer a amplitude de movimento e ajustar as características específicas de cada participante no dinamômetro. Com o membro não envolvido, o participante segurava uma manopla para aumentar a estabilidade do tronco. Cinco contrações concêntricas voluntárias máximas foram realizadas na seguinte ordem: 1) extensão e flexão de cotovelo no plano sagital com amplitude de movimento entre 0° a 120° (extensão total de cotovelo igual a 0°); 2)

abdução e adução de ombros no plano frontal, com amplitude de movimento entre 15° a 90° (noventa graus de abdução de ombro definido como 90°); 3) flexão e extensão de ombros no plano sagital, com amplitude de movimento entre 15° a 90° (noventa graus de abdução de ombro definido como 90°).

O final da amplitude de movimento foi medido com um goniômetro e, baseado nesse valor, calculou-se, via dinamômetro, a amplitude de movimento de cada exercício. A massa do membro superior e da alavanca do dinamômetro foi medida de forma padronizada no ponto de maior desvantagem mecânica. Por razões de reprodutibilidade, os ajustes da cadeira do dinamômetro estabelecidos no primeiro dia de teste foram registrados e replicados nas sessões seguintes. Um intervalo de 5 minutos foi adotado entre os exercícios (Figura 3).

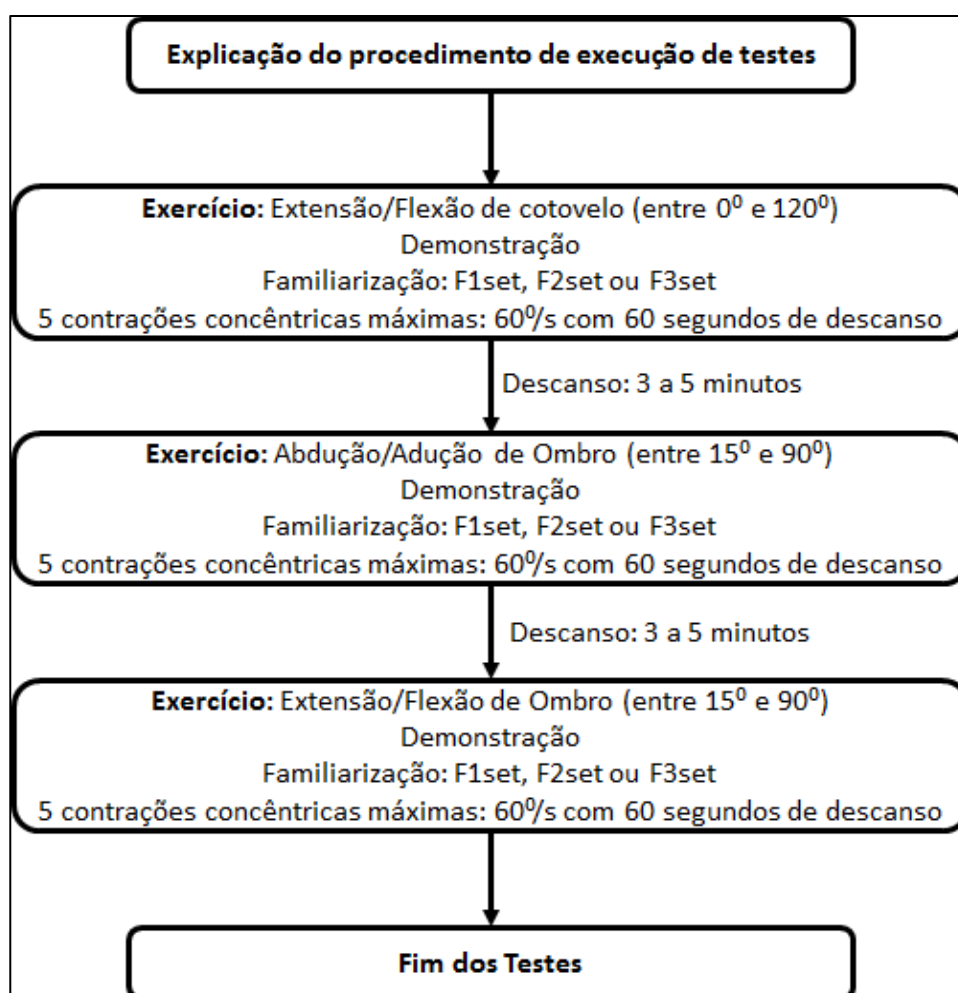


Figura 3: Sequência dos testes de força máximos no dinamômetro isocinético para extensão/flexão de cotovelo, abdução/adição de ombros, flexão/extensão de ombro. F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização.

6.2.4 Análise estatística

Um cálculo *a priori* de tamanho da amostra foi realizado baseado no desfecho pico de torque considerando três estágios (dias de teste) utilizando a ANOVA (*one way analysis of variance*), com tamanho de efeito grande (0,8), valor de α de 5% e 80% de poder ($1 - \beta$), no qual resultou em uma amostra necessária de 33 indivíduos.

O teste de normalidade de Shapiro-Wilk foi utilizado para avaliar a distribuição das variáveis. Foi realizada a análise de variância (ANOVA) para comparar os protocolos de familiarização. Quando o teste F era significativo, o teste de Bonferroni para comparações múltiplas foi utilizado (estatura, pico de torque e razão agonista/antagonista). O teste de homogeneidade de variâncias de Bartlett foi considerado e o teste de Kruskal Wallis com *post hoc* de Mann-Whitney foi utilizado na análise das variáveis não-paramétricas (idade, nível de atividade física, tempo de lesão, massa corporal e índice de massa corporal). A ANOVA para medidas repetidas com *post hoc* de Bonferroni foi utilizada para comparar os valores de força entre dias.

Para analisar a reprodutibilidade dos protocolos de familiarização, foram utilizados o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) e o gráfico de Bland Altman para comparar o primeiro (D1), segundo (D2) e terceiro (D3) dias de familiarização. O ICC foi classificado baseado nos padrões de Cicchetti: abaixo de 0,40 – baixo nível de significância; 0,40 a 0,59 – moderado; 0,60 a 0,74 – bom. 0,75 a 1,00 – excelente (153). Intervalo de confiança de 95% (95%IC) foi utilizado nas comparações.

Para detectar valores extremos e discrepantes, foi utilizado o *Outlier Labeling Rule* (154, 155). Os valores extremos foram calculados pela diferença entre os percentis 25 e 75 multiplicado por um fator (2,2). Esse valor é subtraído do percentil 25 e adicionado ao percentil 75.

O pacote estatístico IBM SPSS (versão 22.0) e G*Power *statistical power software* (versão 3.1.9.2; Universität Kiel, Alemanha) foram utilizados. A significância estatística foi definida em 5% ($P \leq 0,05$; bicaudal).

6.3 Resultados

6.3.1 Comparação entre protocolos

Não houve diferença no pico de torque entre grupos, para cada dia de teste (Tabela 2)

6.3.2 Comparação entre dias de testes

Para o grupo F1set, o pico de torque foi significativamente menor no primeiro dia quando comparado ao segundo e terceiro dias para abdução de ombros ($P \leq 0.05$) (Tabela 2). O gráfico de Bland Altman demonstrou que o grupo F1set teve o menor intervalo de variação para flexão de cotovelo, abdução e adução de ombro (Δ D1 vs D3 = 13.3 N.m, 14.1 N.m e 28.4 N.m, respectivamente) (Tabela 3 e Figuras 4 e 5). Na adução e flexão de ombro, o grupo F1set apresentou a menor diferença média

(D1 vs D3 = 0.0 N.m e -1.2 N.m, respectivamente) (Tabela 3 e Figuras 5 e 6). Não houve diferença significativa na razão agonista/antagonista entre grupos ou entre dias (Tabela 4).

Para o grupo F2set, não foram encontradas diferenças significativas para pico de torque e razão agonista/antagonista entre exercícios e dias de testes ($P \leq 0.05$) (Tabela 2 e 4). O gráfico de Bland Altman demonstrou que, para extensão de cotovelo, F2set teve uma diferença média positiva para todas as comparações (D1 vs D2 = 1.2 N.m; D1 vs D3 = 1.9 N.m; D2 vs D3 = 0.7 N.m), indicando que o torque médio do D1 foi maior que D2 e D3. As diferenças médias também foram positivas para flexão de cotovelo (D1 vs D2 = 0.3 N.m; D1 vs D3 = 0.9 N.m; D2 vs D3 = 0.6 N. m) (Tabela 3 e Figura 4). A diferença média para abdução de ombro foi menor que os outros grupos de familiarização (D1 vs D2 = 0.2 N.m) (Tabela 3 e Figura 5).

Para o grupo F3set, o pico de torque em D1 foi significativamente menor que D3 para abdução de ombro (52.0 vs 56.9 N.m, $P \leq 0.05$) e que D2 para extensão de ombro (79.6 vs 87.1 N.m, $P \leq 0.05$) (Tabela 2). O gráfico de Bland Altman demonstrou que F3set teve o menor intervalo de variação para extensão de cotovelo e flexão de ombro (Δ D1 vs D3 = 12.8 N.m e 21.4 N.m, respectivamente) (Tabela 3). Para a extensão de ombro, F3set possuiu a menor diferença média (D2 vs D3 = 0.4 N.m) (Tabela 3). O primeiro dia dos valores da razão abdução/adução foram significativamente menores que D3 (0.62 vs 0.67, $P \leq 0.05$) (Tabela 4).

Todos os resultados de ICC foram significativos e classificados como excelentes para os três protocolos de familiarização, nos três dias de testes (Tabela 3). Além disso, o gráfico de Bland Altman demonstrou que a diferença entre as médias e a variação de intervalo dessas diferenças (± 1.96 vezes o desvio padrão) foram pequenas para todos os grupos. Para a abdução de ombro, os pontos dos gráficos permaneceram dentro da variação de intervalo para todos os grupos.

Tabela 2: Pico de torque (N.m) dos seis movimentos concêntricos para cada grupo de familiarização (F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização). Os valores estão apresentados em médias (desvio padrão).

| | F1set | F2set | F3set |
|-----------------|--------------|-------------|--------------|
| Cotovelo | | | |
| Extensão | | | |
| D1 | 44,4 (17,1) | 51,0 (18,2) | 53,6 (22,1) |
| D2 | 45,9 (16,7) | 49,8 (17,8) | 53,3 (20,6) |
| D3 | 44,9 (19,3) | 49,1 (15,9) | 54,6 (21,4) |
| Flexão | | | |
| D1 | 43,4 (12,7) | 46,0 (12,2) | 44,3 (12,8) |
| D2 | 46,7 (12,3) | 45,8 (15,7) | 44,1 (13,1) |
| D3 | 46,4 (11,2) | 45,2 (13,5) | 46,4 (12,0) |
| Ombro | | | |
| Abdução | | | |
| D1 | 50,6 (7,0) | 55,9 (13,5) | 52,0 (15,3) |
| D2 | 55,4 (11,5)* | 58,3 (14,7) | 55,4 (16,0) |
| D3 | 54,0 (8,7)* | 58,1 (13,7) | 56,9 (16,7)* |
| Adução | | | |
| D1 | 79,0 (27,5) | 80,2 (26,9) | 86,3 (27,4) |
| D2 | 79,7 (26,2) | 80,4 (26,3) | 87,1 (26,6) |
| D3 | 79,0 (25,9) | 82,9 (26,6) | 85,8 (23,2) |
| Flexão | | | |
| D1 | 59,0 (13,3) | 62,8 (18,2) | 57,0 (18,9) |
| D2 | 63,7 (21,0) | 61,4 (15,4) | 62,7 (22,9) |
| D3 | 60,3 (16,0) | 64,9 (18,9) | 61,4 (19,2) |
| Extensão | | | |
| D1 | 69,4 (25,5) | 77,1 (27,5) | 79,6 (30,8) |
| D2 | 78,7 (29,2) | 81,0 (30,5) | 87,1 (36,4)* |
| D3 | 75,6 (28,0) | 80,0 (29,2) | 86,7 (28,1) |

*Significativamente diferente de D1 para o mesmo exercício ($P \leq 0,05$).
D: dia.

Tabela 3: Método Bland Altman e coeficiente de correlação intraclassa (ICC) comparando os exercícios isocinéticos, entre os dias de teste (D1, D2 e D3), para os grupos de familiarização F1set, F2set e F3set. 95%IC: intervalo de confiança de 95%.

| | F1set | | | | F2set | | | | F3set | | | |
|-----------------------------|-------|------|-------|--------------|-------|------|-------|-------------|-------|------|-------|-------------|
| | DM | LIM | ICC | 95%IC | DM | LIM | ICC | 95%IC | DM | LIM | ICC | 95%IC |
| Extensão de Cotovelo | | | | | | | | | | | | |
| D1 - D2 | -1,5 | 23,5 | 0,84* | 0,28 - 0,96 | 1,2 | 17,4 | 0,99* | 0,95 - 1,00 | 0,4 | 26,3 | 0,98* | 0,92 - 0,99 |
| D1 - D3 | -0,5 | 32,5 | 0,91* | 0,40 - 0,98 | 1,9 | 19,9 | 0,98* | 0,92 - 0,99 | -1,0 | 12,8 | 0,99* | 0,98 - 1,00 |
| D2 - D3 | 1,0 | 23,1 | 0,93* | 0,75 - 0,98 | 0,7 | 17,9 | 0,98* | 0,94 - 1,00 | -1,4 | 24,1 | 0,98* | 0,93 - 0,99 |
| Flexão de Cotovelo | | | | | | | | | | | | |
| D1 - D2 | -3,3 | 32,7 | 0,98* | 0,91 - 0,99 | 0,3 | 29,3 | 0,93* | 0,75 - 0,98 | 0,2 | 22,8 | 0,95* | 0,83 - 0,99 |
| D1 - D3 | -3,0 | 28,2 | 0,98* | 0,94 - 0,99 | 0,9 | 23,5 | 0,95* | 0,82 - 0,98 | -2,1 | 13,8 | 0,97* | 0,89 - 0,99 |
| D2 - D3 | 0,3 | 13,3 | 0,99* | 0,97 - 1,00 | 0,6 | 26,9 | 0,95* | 0,81 - 0,99 | -2,3 | 21,1 | 0,95* | 0,82 - 0,99 |
| Abdução de Ombro | | | | | | | | | | | | |
| D1 - D2 | -4,8 | 22,9 | 0,84* | 0,46 - 0,95 | -2,3 | 28,0 | 0,93* | 0,77 - 0,98 | -3,4 | 17,8 | 0,97* | 0,83 - 0,99 |
| D1 - D3 | -3,4 | 14,1 | 0,91* | 0,69 - 0,97 | -2,1 | 24,0 | 0,95* | 0,82 - 0,98 | -4,9 | 17,8 | 0,96* | 0,56 - 0,99 |
| D2 - D3 | 1,4 | 21,2 | 0,70† | -0,08 - 0,91 | 0,2 | 15,8 | 0,98* | 0,93 - 1,00 | -1,5 | 19,1 | 0,98* | 0,92 - 0,99 |
| Adução de Ombro | | | | | | | | | | | | |
| D1 - D2 | -0,7 | 34,0 | 0,92* | 0,62 - 0,98 | -0,2 | 44,6 | 0,96* | 0,85 - 0,99 | -0,8 | 37,4 | 0,97* | 0,90 - 0,99 |
| D1 - D3 | 0,0 | 28,4 | 0,95* | 0,81 - 0,99 | -2,7 | 39,2 | 0,96* | 0,88 - 0,99 | 0,5 | 30,0 | 0,98* | 0,93 - 0,99 |
| D2 - D3 | 0,7 | 19,1 | 0,92* | 0,73 - 0,98 | -2,5 | 39,4 | 0,96* | 0,88 - 0,99 | 1,3 | 22,1 | 0,99* | 0,96 - 1,00 |
| Flexão de Ombro | | | | | | | | | | | | |
| D1 - D2 | -4,6 | 51,0 | 0,96* | 0,89 - 0,99 | 1,5 | 31,2 | 0,94* | 0,81 - 0,98 | -5,7 | 29,8 | 0,95* | 0,74 - 0,99 |
| D1 - D3 | -1,2 | 34,0 | 0,95* | 0,82 - 0,97 | -2,1 | 38,8 | 0,93* | 0,75 - 0,98 | -4,4 | 21,4 | 0,97* | 0,80 - 0,99 |
| D2 - D3 | 3,4 | 71,8 | 0,95* | 0,82 - 0,99 | -3,6 | 32,6 | 0,93* | 0,77 - 0,98 | 1,3 | 28,8 | 0,97* | 0,90 - 0,99 |
| Extensão Ombro | | | | | | | | | | | | |
| D1 - D2 | -9,3 | 48,0 | 0,87* | 0,56 - 0,96 | -3,8 | 40,5 | 0,97* | 0,89 - 0,99 | -7,5 | 30,9 | 0,98* | 0,78 - 0,99 |
| D1 - D3 | -6,2 | 39,5 | 0,89* | 0,64 - 0,97 | -2,8 | 32,2 | 0,98* | 0,93 - 0,99 | -7,1 | 45,6 | 0,95* | 0,79 - 0,99 |
| D2 - D3 | 3,1 | 62,1 | 0,98* | 0,93 - 0,99 | 1,0 | 35,1 | 0,98* | 0,93 - 0,99 | 0,4 | 59,4 | 0,95* | 0,81 - 0,99 |

* $P \leq 0,01$; † $P \leq 0,05$.

D: dia; DM: diferença média (N x m); F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização; LIM: limites de concordância em torno das diferenças (± 1.96 desvio padrão).

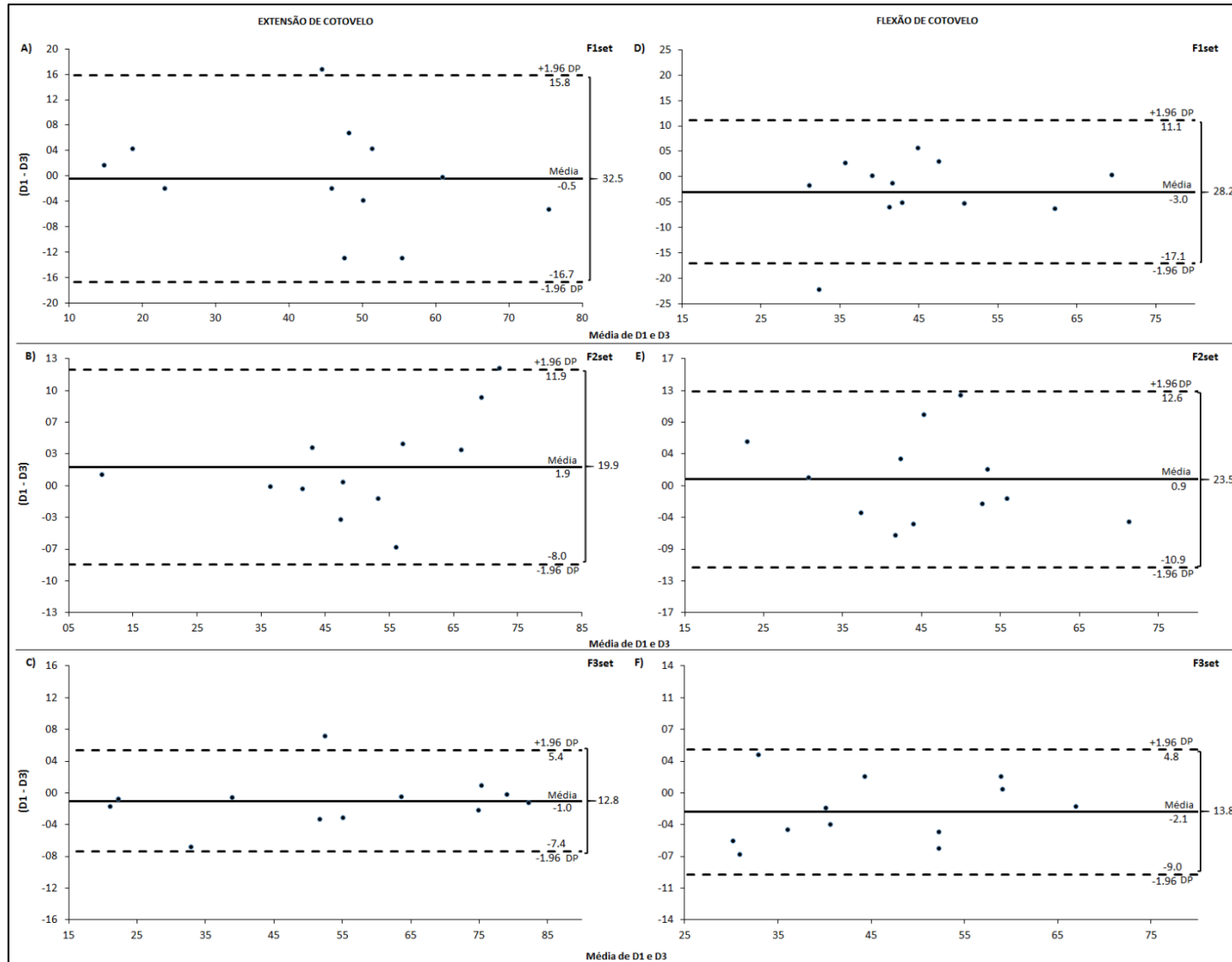


Figura 4: Gráfico Bland e Altman com a comparação entre o primeiro e terceiro dia de testes para extensão de cotovelo (A, B e C) e flexão de cotovelo (D, E e F) para F1set (A e D), F2set (B e E) e F3set (C e F). F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização.

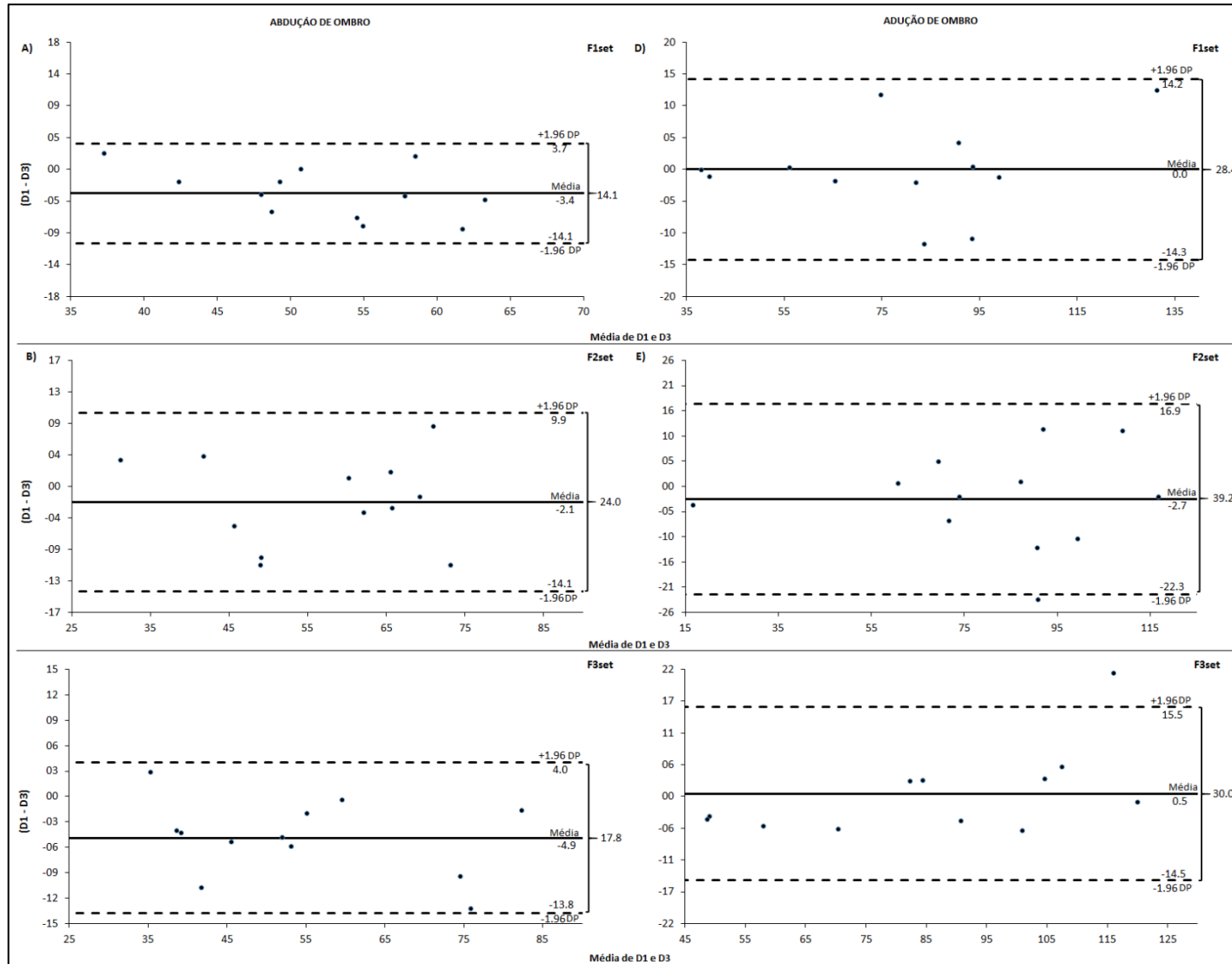


Figura 5: Gráfico Bland e Altman com a comparação entre o primeiro e terceiro dia de testes para abdução de ombro (A, B e C) e adução de ombro (D, E e F) para F1set (A e D), F2set (B e E) e F3set (C e F). F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização.

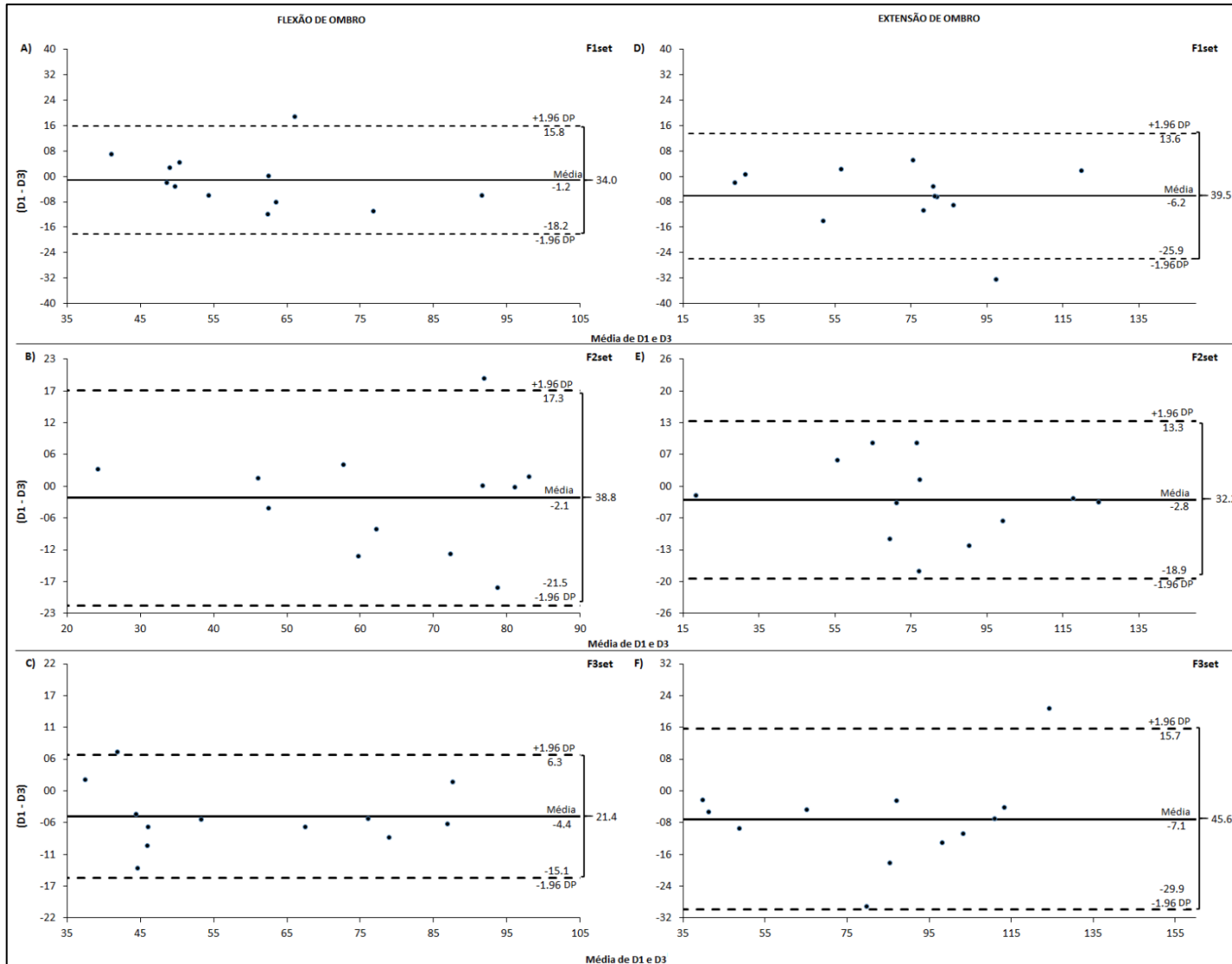


Figura 6: Gráfico e Bland Altman com a comparação entre o primeiro e terceiro dia de testes para flexão de ombro (A, B e C) e extensão de ombro (D, E e F) para F1set (A e D), F2set (B e E) e F3set (C e F). F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização.

Tabela 4: Média (desvio padrão) das razões concêntricas de pico de torque agonista/antagonista para os grupos de familiarização nos três dias de avaliações.

| | F1set | F2set | F3set |
|------------------------|-------------|-------------|--------------|
| Cotovelo | | | |
| Extensão/Flexão | | | |
| D1 | 1,01 (0,25) | 1,09 (0,28) | 1,17 (0,27) |
| D2 | 0,99 (0,36) | 1,08 (0,28) | 1,18 (0,25) |
| D3 | 0,97 (0,38) | 1,08 (0,27) | 1,14 (0,26) |
| Ombro | | | |
| Abdução/Adução | | | |
| D1 | 0,71 (0,23) | 0,81 (0,45) | 0,62 (0,12) |
| D2 | 0,76 (0,26) | 0,78 (0,22) | 0,66 (0,17) |
| D3 | 0,75 (0,24) | 0,77 (0,27) | 0,67 (0,13)* |
| Flexão/Extensão | | | |
| D1 | 0,95 (0,35) | 0,87 (0,24) | 0,76 (0,18) |
| D2 | 0,91 (0,38) | 0,83 (0,27) | 0,76 (0,18) |
| D3 | 0,88 (0,31) | 0,86 (0,17) | 0,74 (0,19) |

*Significativamente diferente de D1 para o mesmo exercício ($P \leq 0,05$).
D: dia; F1set: 1 série de familiarização; F2set: 2 séries de familiarização; F3set: 3 séries de familiarização.

6.4 Discussão

O presente estudo demonstrou que uma sessão de familiarização consistindo em duas séries de extensão/flexão de cotovelo ou abdução/adução, flexão/extensão de ombro não diferiu de uma ou três séries. A razão agonista/antagonista também não apresentou diferença entre os protocolos de familiarização. Dessa forma, os achados dessa pesquisa demonstraram que um dia de familiarização composto por duas séries submáximas é adequado para o teste máximo de força no dinamômetro isocinético em indivíduos com diferentes níveis de lesão medular.

O grupo F2set não apresentou diferenças no pico de torque entre dias. Por outro lado, F1set e F3set demonstraram picos de torque menores na abdução e extensão de ombro no primeiro dia comparados à D2 e D3. O gráfico de Bland Altman confirma a reprodutibilidade dos protocolos de familiarização para F2set, pois a diferença entre as médias e o intervalo dessas diferenças foram pequenas. O coeficiente de correlação intraclass também foi alto (acima de 0,84, classificado com excelente) entre os dias um e três, para todos os exercícios. Conseqüentemente, utilizar duas séries em um único dia antes do teste de força é suficiente como processo de familiarização para essa população.

Investigações quanto ao número de dias de testes de familiarização mostram-se importantes não somente para o entendimento do efeito do aprendizado e das adaptações musculares aos procedimentos dos testes, mas também para excluir a possibilidade de subestimação do desempenho

muscular ou superestimaco dos ganhos de força. Moritani e deVries (156) demonstraram uma prevalência de fatores neurais responsáveis pelos ganhos de força nas primeiras quatro semanas de treinamento, porém, estudos recentes (157, 158) relataram um envolvimento antecipado de componentes hipertróficos. No presente estudo, o intervalo máximo entre os testes de familiarizao foi de uma semana, minimizando um potencial ganho de força em virtude dos fatores neurais.

Não foram encontradas diferenças significativas no pico de torque entre os dias de testes quando F1set, F2set e F3set foram comparados. A maioria dos estudos anteriores adotaram volumes inferiores de familiarizao para os testes de força como, por exemplo, a utilizao de duas (48, 55) e três (121, 144) repetioes submáximas como protocolos de familiarizao. No entanto, em nenhum destes protocolos foi descrita a intensidade utilizada. O controle da intensidade, por sua vez,  importante para evitar efeitos deletérios, como a fadiga, antes de um teste máximo. Na presente investigao, a intensidade foi padronizada baseando-se na escala OMNI de percepo de esforço para exercícios de força (151). Assumiu-se que uma intensidade submáxima pre-determinada era importante para minimizar a ocorrência de fadiga, especialmente em uma populao com LM, que apresenta reduoes de força devido ao trauma.

A velocidade adotada no presente estudo para a familiarizao foi a mesma utilizada no teste máximo. Estudos prévios relataram que 60°/s  uma velocidade adequada para avaliar a força muscular de atletas e não atletas (88, 89, 159). Todavia, velocidades mais altas têm sido utilizadas na familiarizao com o objetivo de evitar fadiga (51, 56, 143). Ferreira-Júnior et al. (160) adotaram um aquecimento isocinético com diferentes velocidades antes do teste de força máximo. Esses estudos não controlaram a intensidade nos protocolos e, portanto, não permitem afirmar que a familiarizao foi devidamente alcançada. Outra variável que pode afetar a força muscular  a dor, comum em desordens neurológicas. Entretanto, não houve relato de qualquer dor durante as avaliaoes realizadas.

6.4.1 Limitaoes do estudo

A determinao da intensidade baseada na escala de OMNI impõe algumas limitaoes. Como os avaliados nunca utilizaram essa escala durante um treinamento de força ou teste, as associaoes de percepo de esforço com a intensidade imposta no teste podem conter erros decorrentes do aprendizado da ferramenta.

6.5 Conclusão

O presente estudo demonstrou que uma sessão, composta por 2 séries com 10 repetioes submáximas, em uma classificao de "2" na escala de percepo de esforço de OMNI, pode ser utilizada como protocolo padrão para a familiarizao em um teste de força máxima em exercícios de cotovelo e ombro de indivíduos homens com LM. Esses achados têm uma implicao prática na avaliao e prescrio de treinamento de força muscular em indivíduos com lesão medular pelos

profissionais da saúde. Futuros estudos deverão avaliar a influência de outras variáveis como velocidade, intensidade e articulações no processo de familiarização.

7. ESTUDO 2: TRADUÇÃO, ADAPTAÇÃO E VALIDAÇÃO DO “ADAPTED MANUAL WHEELCHAIR CIRCUIT” PARA O PORTUGUÊS BRASILEIRO (AMWC – BRASIL)

Estudo submetido na *Physiotherapy Theory and Practice* (fator de impacto: 1,169)

7.1 Introdução

A determinação e avaliação da capacidade funcional são elementos essenciais para direcionar programas de reabilitação e medir a efetividade de uma intervenção em indivíduos com lesão medular (LM) (15, 111). Embora não exista um padrão-ouro para medida de independência funcional (16), duas escalas são amplamente utilizadas na literatura para avaliar a independência de indivíduos com LM: a Medida de Independência Funcional (MIF) e a medida de independência em lesão medular (SCIM-III, do inglês, *Spinal Cord Independence Measure*). A MIF é uma escala que avalia uma grande variação de programas de reabilitação e diferentes lesões, incluindo LM (17). A SCIM-III é uma ferramenta desenvolvida especificamente para LM (18), com tarefas relevantes para essa população e excluindo, por exemplo, a avaliação de domínio cognitivo (18). As duas escalas são validadas para o Português Brasileiro (16, 127).

As habilidades em cadeira de rodas são uns dos principais fatores que influenciam a independência funcional em indivíduos com LM (14). Essas habilidades envolvem deslocar-se, superar obstáculos e participar das interações sociais diárias (129). A escala MIF apresenta apenas um item relacionado à mobilidade em cadeira de rodas (17) e a escala SCIM-III possui três (18). Todavia, esses itens são superficiais e com baixa sensibilidade, não avaliando adequadamente as habilidades em cadeira de rodas. Assim, vários testes e circuitos específicos foram recentemente desenvolvidos para uma melhor avaliação da independência e da referida habilidade (21, 22, 129, 161-163). Duas revisões sistemáticas descreveram e compararam a viabilidade, os desfechos avaliados e as propriedades clinimétricas dos circuitos de habilidades em cadeira de rodas existentes (19, 20). Neste contexto, o Circuito Adaptado de Habilidades em Cadeira de Rodas (AMWC, do inglês *Adapted Manual Wheelchair Circuit*) apresentou a maior pontuação na avaliação da qualidade metodológica (19). Além disso, o AMWC apresentou as propriedades clinimétricas avaliadas (11, 21) e uma melhor aplicabilidade comparada aos outros circuitos (22). O AMWC, entretanto, ainda não foi traduzido e validado para a população brasileira.

O AMWC consiste em catorze itens padronizados, considerados essenciais para a independência na mobilidade de usuários de cadeira de rodas manual. Estes foram adaptados de habilidades em cadeira de rodas adotadas em outros estudos (11, 22, 135-137) e devem ser realizados em uma ordem fixa, com dois minutos de intervalo entre eles (11, 22). Cada item executado corretamente dentro do tempo prescrito é pontuado em 1, com valores de 0,5 disponíveis para “superar obstáculos”, “subir degrau” e “transferência”. O AMWC fornece dois resultados: 1) Pontuação de habilidade: soma da pontuação dos catorze itens; 2) Pontuação de desempenho: soma do tempo, em

segundos, dos três itens que devem ser realizados no menor tempo possível (“figura em formato de 8”, “15 m em velocidade” e “4 m de grama artificial”). Dessa forma, uma versão brasileira válida e culturalmente adaptada do AMWC pode proporcionar uma avaliação mais precisa das habilidades em cadeira de rodas de indivíduos com LM, considerando que não há circuitos específicos para esse fim na língua portuguesa.

O presente estudo tem como objetivo traduzir, adaptar e validar o AMWC para o Português Brasileiro em indivíduos com lesão medular traumática. A hipótese é que o AMWC será válido e adaptável para a população brasileira (AMWC-Brasil).

7.2 Método

O presente estudo foi dividido em duas etapas: (1) Tradução e adaptação transcultural da versão brasileira do AMWC; (2) Validação de critério e constructo do AMWC.

A validação do circuito é o quinto estágio das recomendações para tradução e adaptação transcultural de instrumentos para medidas de saúde (164). Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Rede Sarah de Hospitais (protocolo n. 53341616.0.0000.0022) e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1).

7.2.1 Tradução e adaptação transcultural

Cinco estágios metodológicos foram adotados, seguindo as recomendações de Guillemin et al. (164) desenvolvidas para tradução e adaptação cultural de questionários para testes relacionados à saúde.

1. Tradução

Dois tradutores independentes e que possuem o português como língua materna traduziram as duas primeiras versões do teste AMWC (V1 e V2). Um dos tradutores possui conhecimento técnico e experiência em reabilitação em LM. O outro tradutor não é da área de saúde e é leigo em relação à LM.

2. Síntese das traduções

Um comitê formado por um professor de educação física, uma fisioterapeuta e uma terapeuta ocupacional, todos com experiência em reabilitação em lesão medular, analisou as versões V1 e V2 em relação aos termos técnicos, diferenças e palavras que normalmente são utilizadas no Português Brasileiro e no contexto de reabilitação. Após a análise das divergências e consenso dos três avaliadores, uma terceira versão foi criada (V3).

3. Tradução de volta a língua de origem (“*Back Translation*”)

A V3 foi traduzida para o inglês por dois tradutores certificados, independentes e com o inglês como língua materna (versões V4 e V5). Os dois tradutores desconheciam os objetivos da pesquisa e não possuem formação na área de saúde ou conhecimento sobre LM.

4. Revisão em comitê

As versões V4 e V5 foram comparadas com a versão original para análise de inconsistências. O mesmo comitê formado previamente realizou esta análise e as devidas alterações na V3. Esse procedimento criou a versão Brasileira do AMWC (AMWC-Brasil, Apêndice 3).

5. Pré-teste (Validação)

O último estágio foi realizado com a validade de constructo e critério do AMWC-Brasil.

7.2.2 Validação

7.2.2.1 Participantes

Sessenta e seis indivíduos com LM foram recrutados no programa de reabilitação da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação (Tabela 5). Os dados foram coletados entre dezembro de 2015 a maio de 2016.

Os critérios de inclusão foram: 1) sexo masculino (acima de 18 anos); 2) diagnóstico de LM traumática; 3) lesão motora completa (escala de comprometimento do ASIA, AIS A ou B) (6, 7) e 4) usuário de cadeira de rodas manual. Os indivíduos foram excluídos caso apresentassem histórico de desordem metabólica; cirurgia cardiovascular ou ortopédica que pudesse impor restrições durante a execução dos testes.

O nível de atividade física foi estimado pela quantidade de horas utilizadas na prática de esportes e/ou exercícios físicos que tiveram orientação de um professor de Educação Física ou Fisioterapeuta, de acordo com Janssen et al. (83), considerando a seguinte classificação: (1) Sedentário (0 hora por semana); (2) Moderadamente ativo (1 a 3 horas por semana); (3) Ativo (3 a 6 horas por semana); (4) Muito ativo/atleta (mais de 6 horas por semana) (Anexo 2).

A amostra foi estratificada em três grupos para análise: tetraplegia (TP; C6 a C8), paraplegia alta (PPa; T1 a T6) e paraplegia baixa (PPb; T7 a L2). Os indivíduos foram sequencialmente incluídos em cada grupo. A divisão entre o primeiro e segundo grupo foi feita pela classificação de tetraplegia do ASIA e pelo comprometimento de membros superiores (6, 7). O segundo e terceiro grupos diferem nas alterações cardiovasculares, do sistema nervoso autônomo, além da ausência de contração abdominal voluntária do grupo PPa (103). Esse critério de divisão é usualmente utilizado em estudos com LM (30, 78, 83, 97-102).

Tabela 5: Dados demográficos dos grupos. As variáveis são exibidas por mediana (percentis 25 e 75). A estatura está demonstrada pela média (desvio padrão). As características das cadeiras de rodas estão exibidas pela frequência (%) e média (desvio padrão).

| | TOTAL (C5 - L3) | | TP (C5 - C8) | | PPa (T1 - T6) | | PPb (T7 - L3) | |
|------------------------------|--------------------|--------------|---------------------|--------------|---------------------|--------------|---------------------|--------------|
| n | 66 | | 22 | | 22 | | 22 | |
| Idade (anos) | 30,5 (24,0 - 38,3) | | 31,5 (25,8 - 38,0) | | 24,5 (22,5 - 36,5) | | 33,0 (26,3 - 47,3) | |
| Tempo de lesão (meses) | 30,8 (13,2 - 90,3) | | 81,7 (30,1 - 138,2) | | 20,8 (10,4 - 42,8)* | | 22,7 (12,9 - 54,7)* | |
| Massa corporal (kg) | 65,5 (55,3 - 73,6) | | 63,4 (53,5 - 71,2) | | 68,3 (55,4 - 78,5) | | 67,0 (58,0 - 75,9) | |
| Estatura (cm) | 169,7 (±6,5) | | 168,4 (±6,4) | | 172,7 (±7,0) | | 168,0 (±5,0)† | |
| IMC (kg/m ²) | 22,3 (19,8 - 25,7) | | 21,8 (19,5 - 23,4) | | 22,3 (19,4 - 25,2) | | 23,9 (20,3 - 27,5) | |
| EAF | 3,0 (2,0 - 3,0) | | 2,0 (2,0 - 3,3) | | 2,5 (1,8 - 3,0) | | 3,0 (2,0 - 3,0) | |
| Estrutura da CR (kg) | | | | | | | | |
| <i>Monobloco</i> | 59,1% | 14,0 (±1,6) | 81,8% | 13,7 (±1,5) | 54,5% | 14,2 (±1,8) | 40,9% | 14,1 (±1,6) |
| <i>Dobrável em "X"</i> | 31,8% | 16,1 (±1,3)‡ | 13,6% | 16,4 (±0,7)‡ | 40,9% | 16,4 (±1,9)‡ | 40,9% | 15,8 (±0,6)‡ |
| <i>Dobrável em duplo "X"</i> | 9,1% | 17,8 (±1,0)‡ | 4,5% | 18,1 | 4,5% | 17,7 | 18,2% | 17,7 (±1,3)‡ |
| Propriedade da CR (kg) | | | | | | | | |
| <i>Participante</i> | 66,7% | 14,7 (±2,8) | 72,7% | 13,9 (±1,9) | 63,6% | 14,9 (±2,4) | 63,6% | 15,6 (±2,8) |
| <i>Hospital</i> | 33,3% | 15,8 (±1,1)§ | 27,3% | 15,5 (±1,2)§ | 36,4% | 15,9 (±1,5) | 36,4% | 15,8 (±0,7) |

*Diferença significativa comparado com TP ($P \leq 0,05$); †Diferença significativa comparado com PPa ($P \leq 0,05$); ‡Diferença significativa comparado com estrutura monobloco ($P \leq 0,05$); § Diferença significativa comparado com cadeira do participante ($P \leq 0,05$). Sem diferença estatística entre os pesos e distribuição das cadeiras de rodas entre os grupos.

EAF: escala de atividade física; IMC: índice de massa corporal; PPa: paraplegia alta; PPb: paraplegia baixa; TP: tetraplegia.

7.2.2.2 Avaliação antropométrica

A massa corporal foi calculada pela subtração do valor de massa total (participante acrescida da cadeira de rodas) pela massa da cadeira de rodas (74). A medida de semi-envergadura foi definida como o comprimento da ponta do dedo mais longo ao manúbrio do esterno (com o cotovelo estendido e ombro abduzido em 90°) e utilizada para estimar a estatura (165). De acordo com Rufino et al. (166), na população brasileira adulta, a estatura pode ser calculada pela multiplicação da semi-envergadura por dois e divisão do resultado por 1,03 nas mulheres e 1,06 nos homens.

7.2.2.3 Características das cadeiras de rodas

Massa, estrutura (monobloco, dobrável em “X”, dobrável em duplo “X”) e propriedade (do participante ou do hospital) das cadeiras de rodas foram registradas. Essas variáveis podem influenciar as habilidades em cadeira de rodas e, em virtude disso, foram controladas na análise entre grupos (10, 13).

7.2.2.4 Spinal Cord Independence Measure

A escala SCIM-III (77) foi avaliada no mesmo dia do AMWC-Brasil. Os itens são graduados pelo grau de dificuldade, ou seja, de acordo com o nível de habilidade do indivíduo (124). O escore total varia de 0-100 e, quanto maior esse escore, maior é o nível de habilidade ou independência do indivíduo. As três subescalas avaliam autocuidado, manejo respiratório e esfinteriano e mobilidade (123).

7.2.2.5 Adapted Manual Wheelchair Circuit (AMWC-Brasil)

Os participantes foram instruídos a não ingerir alimentos ou fumar até 3 horas antes do teste bem com a realizar o procedimento de cateterismo para esvaziar a bexiga imediatamente antes das avaliações (100, 102). Adaptações no aro da cadeira de rodas, luvas, cintos ou faixas de estabilização foram permitidas para simular as condições usuais dos avaliados. Todas as avaliações foram realizadas no mesmo horário e os pneus das cadeiras de rodas calibrados de acordo com a especificação do fabricante. Os indivíduos utilizaram a própria cadeira de rodas ou uma fornecida pelo hospital (peso médio de 15,8 kg) (100, 102).

Catorze itens padronizados do AMWC foram executados em ordem fixa, com dois minutos de intervalo entre eles: (1) figura em formato de 8; (2) ultrapassar batente de 1,2 cm; (3) ultrapassar batente de 4,0 cm; (4) subir degrau de 10,0 cm; (5) 15 m em velocidade; (6) 4 m de grama artificial; (7) subida e descida de rampa de 3%; (8) subida e descida de rampa de 6%; (9) abrir e fechar porta; (10) subida inclinada de 3%; (11) empinar por 10 segundos; (12) deslocar-se empinado por 3 metros; (13) transferência; (14) teste de 3 minutos de propulsão em cadeira de rodas (Figura 7). Antes da execução de cada item, o avaliador explicava como cada item deveria ser realizado e qual o tempo necessário

para completar cada tarefa. A tarefa realizada dentro do tempo previsto foi atribuída com 1 ponto. Para os testes de batente, degrau e transferência, meio ponto era possível caso executasse parcialmente.

Os desfechos fornecidos pela AMWC são: Somatório da Pontuação de Habilidade (soma dos pontos dos catorze itens) e Somatório da Pontuação de Desempenho (soma do tempo, em segundos, dos três itens que devem ser realizados no menor tempo possível: (1) figura em formato de 8; (2) 15 m em velocidade; (3) 4 m de grama artificial). Com o objetivo de análise, o item 14 (teste de três minutos de propulsão da cadeira de rodas, em metros) e o somatório de tempo de todos os itens (em segundos; excluindo o item 14) foram considerados. Quando o participante pontuava 0 ou 0,5, considerou-se o tempo necessário para completar a tarefa adequadamente.

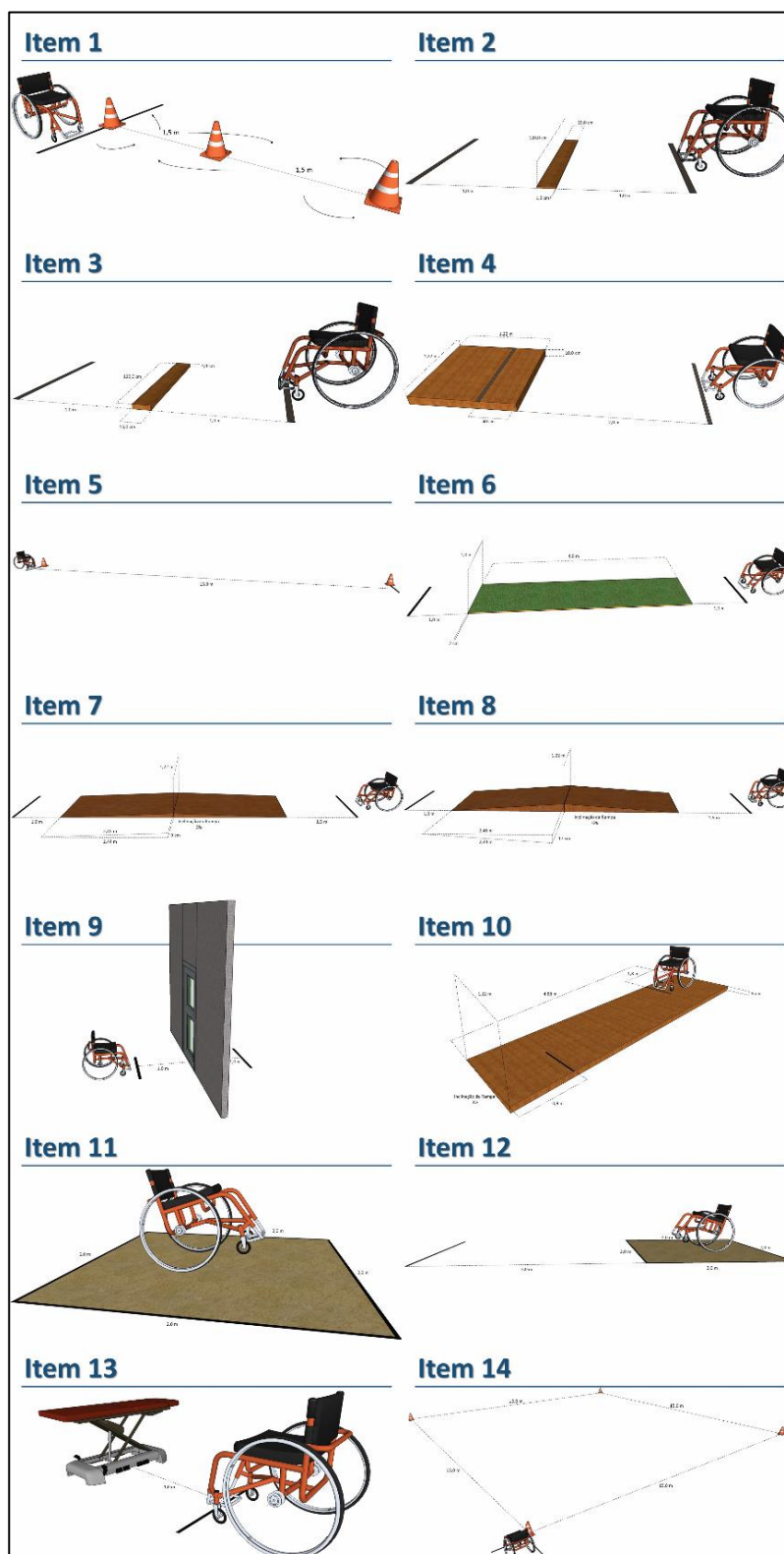


Figura 7: Os catorze itens do AMWC-Brasil: (1) figura em formato de 8; (2) ultrapassar batente de 1,2 cm; (3) ultrapassar batente de 4,0 cm; (4) subir degrau de 10,0 cm; (5) 15 m em velocidade; (6) 4 m de grama artificial; (7) subida e descida de rampa de 3%; (8) subida e descida de rampa de 6%; (9) abrir e fechar porta; (10) subida inclinada de 3%; (11) empinar por 10 segundos; (12) deslocar-se empinado por 3 metros; (13) transferência; (14) teste de 3 minutos de propulsão em cadeira de rodas.

7.2.2.6 Análise estatística

Uma amostra de 65 indivíduos é necessária para correlacionar o AMWC-Brasil com a escala SCIM-III, considerando uma distribuição bicaudal *a priori*, com tamanho de efeito moderado ($f=0,38$), valor de α de 5% e 90% de poder ($1 - \beta$). O teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov foi utilizado para avaliar a distribuição das variáveis.

A análise de variância (ANOVA) com *post hoc* de Bonferroni ($P \leq 0,05$) foi utilizada nos casos que os pressupostos de normalidade haviam sido atendidos. O teste de homogeneidade de variâncias de Bartlett foi aplicado previamente à ANOVA para confirmar se havia similaridade entre as variâncias dos desfechos ($P \leq 0,05$). O teste de Kruskal Wallis com *post hoc* de Mann-Whitney foi utilizado na análise das variáveis não-paramétricas.

Para a validação do AMWC-Brasil, duas análises foram realizadas. Primeiramente, para a validação de critério (concorrente) (167), a relação entre o AMWC-Brasil e a escala SCIM-III foi verificada pelo coeficiente de correlação de Spearman (ρ). O coeficiente de correlação foi classificado como muito fraco (abaixo de 0,20); fraco (0,20 a 0,40); moderado (0,40 a 0,70); alto (0,70 a 0,90); muito alto ($> 0,90$) (168, 169). Para a validade de constructo, a relação entre o AMWC-Brasil e a SCIM-III, estratificada pelo nível de lesão medular, foi investigada pela análise de regressão cúbica. O nível de lesão foi convertido em uma variável com numeral ordinal, atribuindo valores para cada nível (e.g., para níveis C5, C6 e C7, foram utilizados valores 1, 2 e 3, e para T12, L2 e L3, valores 16, 17 e 18, respectivamente).

O pacote estatístico IBM SPSS (versão 22,0) e G*Power *statistical power software* (versão 3.1.9.2; Universität Kiel, Alemanha) foram utilizados. A significância estatística foi definida em 5% ($P \leq 0,05$; bicaudal).

7.3 Resultados

A maioria dos avaliados foram testados em suas próprias cadeiras de rodas (66,7%) e a estrutura monobloco foi a mais prevalente (59,1%). As estruturas dobráveis em "X" e duplo "X" foram mais pesadas que a monobloco (16,1 kg e 17,8 kg vs 14,0 kg, respectivamente, $P \leq 0,05$). Contudo, não houve diferença significativa na distribuição e no peso das cadeiras de rodas entre os grupos (Tabela 5).

Indivíduos com tetraplegia apresentaram diferença significativa comparados com os grupos paraplegia em todos os desfechos da AMWC-Brasil e na escala e subescalas da SCIM-III. O grupo paraplegia alta diferiu significativamente do grupo paraplegia baixa apenas para a subescala Autocuidado da SCIM-III ($P \leq 0,05$) (Tabela 6).

7.3.1 Validação de critério

O somatório da pontuação de desempenho e o tempo total da AMWC-Brasil apresentaram uma correlação negativa e significativa com a escala e subescalas da SCIM-III ($P \leq 0,01$). O somatório da pontuação de habilidade e 3-minutos de propulsão apresentaram uma correlação positiva e significativa com a escala e subescalas da SCIM-III ($P \leq 0,01$). Quando a análise é estratificada entre os níveis de lesão, os desfechos da AMWC-Brasil correlacionaram-se significativamente com a escala SCIM-III apenas para o grupo TP. O grupo PPa apresentou uma correlação significativa, entre o tempo total da AMWC-Brasil e a subescala Mobilidade ($\rho = -0.57, P \leq 0,01$). O grupo PPb apresentou correlações baixas para todas as análises (Tabela 7).

7.3.2 Validade de constructo

Todos os desfechos da AMWC-Brasil (Figuras 8A e 8B) e a escala e subescalas da SCIM-III (Figuras 8C e 8D) apresentaram correlações moderadas e significativas com os níveis de lesão medular ($P \leq 0,01$). A subescala Mobilidade e o tempo total da AMWC-Brasil demonstraram as maiores correlações ($R^2 = 0,657, P \leq 0,01$ e $R^2 = 0,639, P \leq 0,01$, respectivamente) (Figura 8).

Tabela 6: Mediana e percentis (percentis 25 e 75) dos resultados da escala e subescalas da SCIM-III e dos desfechos da AMWC-Brasil, estratificados pelos níveis de lesão medular.

| | TOTAL (C5 - L3) | TP (C5 - C8) | PPa (T1 - T6) | PPb (T7 - L3) |
|------------------------------------|-----------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| SCIM-III | | | | |
| Autocuidado | 18,0 (15,0 - 18,0) | 11,5 (6,0 - 16,5) | 18,0 (17,0 - 18,0)* | 18,0 (18,0 - 18,0)*† |
| Respiração e manejo esfinteriano | 33,0 (27,8 - 33,0) | 28,5 (19,0 - 33,0) | 33,0 (33,0 - 33,0)* | 33,0 (30,3 - 33,0)* |
| Mobilidade | 16,0 (14,5 - 17,3) | 10,5 (5,0 - 16,0) | 16,0 (15,0 - 17,3)* | 17,0 (16,0 - 19,0)* |
| Total | 66,0 (56,5 - 68,0) | 49,0 (30,8 - 65,0) | 66,5 (62,8 - 68,0)* | 67,5 (66,0 - 69,0)* |
| AMWC-Brasil | | | | |
| ∑ da pontuação de habilidade | 14,0 (11,5 - 14,0) | 10,3 (7,0 - 13,6) | 14,0 (14,0 - 14,0)* | 14,0 (14,0 - 14,0)* |
| ∑ da pontuação de desempenho (seg) | 21,0 (19,3 - 25,1) | 35,2 (22,2 - 60,5) | 20,6 (19,0 - 21,4)* | 20,2 (18,5 - 22,7)* |
| 3-minutos de propulsão (m) | 255,0 (192,5 - 275,0) | 146,0 (78,8 - 240,5) | 263,5 (240,0 - 280,4)* | 270,0 (251,3 - 288,3)* |
| Tempo total dos itens (seg) | 156,2 (105,3 - 542,2) | 683,4 (265,9 - 1094,2) | 147,4 (122,5 - 212,0)* | 106,6 (90,5 - 179,6)* |

*Significant difference compared to TP ($P \leq 0,05$); †Significant difference compared to PPa ($P \leq 0,05$).

∑: somatório; AMWC-Brasil: versão brasileira do *adapted manual wheelchair circuit*; PPa: paraplegia alta; PPb: paraplegia baixa; SCIM: *spinal cord independence measurement*; TP: tetraplegia.

Tabela 7: Correlação (validade de critério) entre o AMWC-Brasil e escala SCIM-III (valores expressos pelo coeficiente de correlação de Spearman – rho).

| | AMWC | | | | | | | | | | | | | | | |
|-----------------|---------------------------|-------|------|-------|---------------------------|--------|-------|--------|-------------------------|--------|--------|--------|------------------------|-------|------|-------|
| | ∑ pontuação de habilidade | | | | ∑ pontuação de desempenho | | | | ∑ tempo total dos itens | | | | 3-minutos de propulsão | | | |
| | Total | TP | PPa | PPb | Total | TP | PPa | PPb | Total | TP | PPa | PPb | Total | TP | PPa | PPb |
| SCIM-III | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Autocuidado | 0.67* | 0.89* | 0.16 | 0.31 | -0.67* | -0.90* | -0.25 | -0.42 | -0.74* | -0.92* | -0.42 | -0.50† | 0.72* | 0.89* | 0.38 | 0.44† |
| Respiração e ME | 0.57* | 0.66* | 0.04 | 0.21 | -0.51* | -0.68* | 0.25 | -0.33 | -0.49* | -0.72* | 0.09 | -0.04 | 0.58* | 0.63* | 0.07 | 0.37 |
| Mobilidade | 0.77* | 0.93* | 0.35 | 0.46† | -0.68* | -0.92* | -0.14 | -0.45† | -0.79* | -0.92* | -0.57* | -0.34 | 0.73* | 0.88* | 0.38 | 0.38 |
| Total | 0.74* | 0.90* | 0.28 | 0.41 | -0.72* | -0.90* | -0.15 | -0.52† | -0.75* | -0.92* | -0.42 | -0.27 | 0.78* | 0.88* | 0.42 | 0.49† |

*Correlação de Spearman significativa ($P \leq 0,01$); †Correlação de Spearman significativa ($P \leq 0,05$).

∑: somatório; AMWC-Brasil: versão brasileira do *adapted manual wheelchair circuit*; ME: manejo esfinteriano; PPa: paraplegia alta; PPb: paraplegia baixa; SCIM: *spinal cord independence measurement*; TP: tetraplegia.

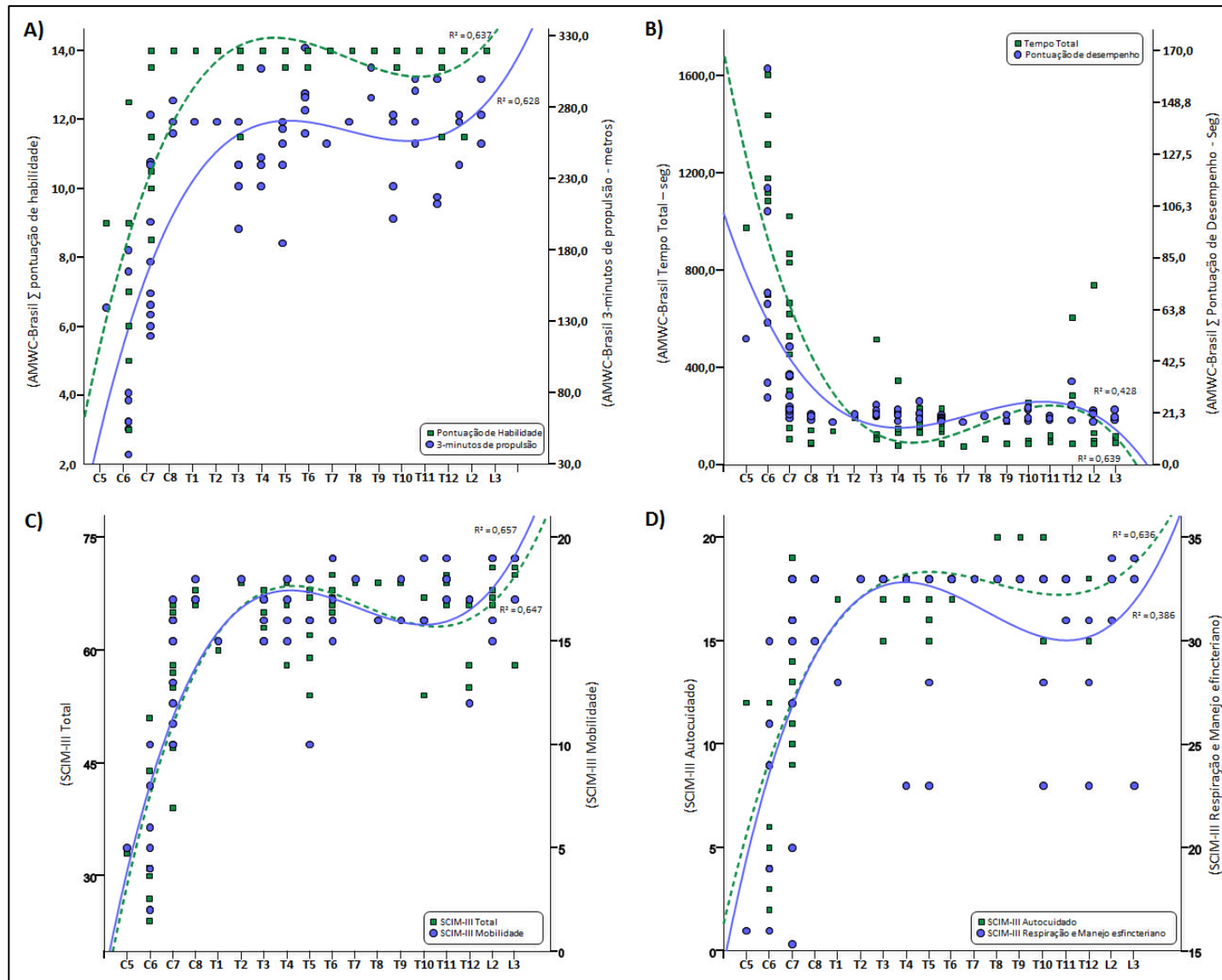


Figura 8: Validade de constructo da AMWC: análise de regressão cúbica dos desfechos da AMWC-Brasil (A e B), escala e subescalas da SCIM-III (C e D) com os níveis de lesão medular. Todos os modelos de regressão cúbica foram significativos ($P \leq 0,01$).

7.4 Discussão

O presente estudo traduziu o circuito AMWC para Português Brasileiro (AMWC-Brasil) e validou o teste para indivíduos brasileiros com lesão medular. Os desfechos do AMWC-Brasil, somatório da pontuação de habilidade, somatório da pontuação de desempenho, tempo total dos itens e 3-minutos de propulsão apresentaram correlação moderada e significativa com os níveis de lesão medular. A escala SCIM-III apresentou uma correlação alta e significativa com todos os desfechos da AMWC-Brasil. Todavia, quando a análise foi estratificada para os grupos de lesão medular, as correlações foram significantes apenas para o grupo tetraplegia.

Como no estudo original do AMWC (22), os desfechos do AMWC-Brasil diferenciaram os grupos paraplegia e tetraplegia. Entretanto, não houve diferença significativa entre paraplegia alta e baixa considerando os quatro desfechos do AMWC-Brasil. Os desfechos primários do AMWC são somatório da pontuação de habilidade e somatório da pontuação de desempenho. Estes foram validados para indivíduos com paraplegia e tetraplegia (22). No entanto, no manuscrito original do AMWC, uma análise mais específica, como a comparação entre paraplegia alta e baixa, não foi realizada (22).

A distinção entre paraplegia alta e baixa é clinicamente importante, pois há grandes disparidades na independência funcional e no desempenho desportivo estudadas na literatura (30, 78, 83, 97-102). No estudo atual, apenas o grupo tetraplegia apresentou correlação entre os desfechos do AMWC-Brasil com a escala e subescalas da SCIM-III. Dessa forma, é possível assumir um “efeito teto” na avaliação dos grupos paraplegia alta e baixa, o que reduziria a correlação entre as duas medidas (validação de critério). Esses achados foram reportados previamente em outros circuitos de habilidades em cadeira de rodas, incluindo o estudo original. Com o intuito de aumentar a sensibilidade da AMWC-Brasil na tentativa de discriminar os grupos paraplegia alta e baixa, dois desfechos foram acrescentados (tempo total dos itens e 3-minutos de propulsão). Porém, não foi possível diferenciar os grupos. A não diferenciação entre paraplegia alta e baixa também foi detectada em estudos com outros desfechos como velocidade e distância deslocada (78), massa corporal magra (97), redução de gordura corporal (97), redução de massa óssea (170), pressão arterial sistólica durante 24 horas (171), e recrutamento muscular das fibras musculares dos ombros (44), confirmando estes achados.

A validade de constructo desse estudo ratifica estudos anteriores que encontraram uma significativa redução das habilidades em cadeira de rodas nos indivíduos com tetraplegia comparados com os com paraplegia (11, 22). Os presentes resultados determinaram uma correlação negativa que indica que quanto menor o nível de lesão, maior a habilidade em cadeira de rodas. Entretanto, esse comportamento não é linear e uma análise de regressão cúbica demonstrou ser o melhor modelo para explicar essa correlação. A independência funcional dos indivíduos com LM apresenta o mesmo comportamento e a análise de regressão cúbica demonstrou que, entre os níveis T4 e L3, existem pequenas mudanças na pontuação da escala SCIM-III. Alguns autores encontraram resultados similares e sugerem um refinamento da escala (172, 173) e pequenas modificações na pontuação das subescalas

com o objetivo de reduzir a variabilidade e aumentar a aplicabilidade clínica (77). Embora existam escalas para avaliar a independência funcional, não há padrão-ouro para esse desfecho (16).

Existem outras variáveis que podem influenciar a independência funcional e o desempenho desportivo tais como a estrutura (13), customização (174) e massa (10) das cadeiras de rodas. Esta investigação não encontrou diferenças entre grupos para essas variáveis, reduzindo a possibilidade de variáveis confundidoras. Em torno de 60% das cadeiras de rodas utilizadas nesse estudo foram de estrutura monobloco, mais leves que as dobráveis em “X” e duplo “X”. Cadeiras de roda com estruturas monobloco reduzem, potencialmente, a perda de energia interna que ocorrem nas articulações, porcas e parafusos durante a propulsão e deslocamento (13). A eficiência de propulsão também é aumentada em cadeiras de rodas mais leves (10). Sugere-se que, em pesquisa futuras, os tipos e estruturas das cadeiras de rodas sejam avaliadas e comparadas no AMWC.

7.4.1 Limitações do estudo

A massa, estrutura e propriedade das cadeiras de rodas foram registradas para assegurar que possuíam a mesma distribuição entre grupos e para evitar fatores confundidores. Mesmo não encontrando diferença nos grupos, é cabível destacar que alguns participantes, em virtude da baixa condição socioeconômica, utilizavam cadeira de rodas cujos os rolamentos das rodas dianteiras estavam muitas vezes travados ou parcialmente quebrados. Tal condição nessas cadeiras de rodas pode ter influenciado nos itens “15 metros em velocidade” e “teste de 3 minutos de propulsão”.

7.5 Conclusão

A presente investigação encontrou uma validação adequada para a versão brasileira do AMWC (AMWC-Brasil). Do ponto de vista prático, o AMWC-Brasil é viável para quantificar as habilidades em cadeira de rodas em indivíduos com diferentes níveis de lesão medular. Contudo, recomendamos cautela na análise de resultados em indivíduos com paraplegia devido à possibilidade de detectar igualdade em níveis diferentes de lesão medular. O tempo total de todos os itens e 3-minutos de propulsão foram acrescentados como desfechos da AMWC-Brasil e apresentaram alta correlação com a escala SCIM-III e os níveis de lesão medular. Esses desfechos podem ser utilizados para melhorar a avaliação das habilidades em cadeira de rodas com o AMWC-Brasil.

8. DESDOBRAMENTOS DOS ESTUDOS 1 E 2

Os estudos 1 e 2 propiciaram, respectivamente, uma elucidação do melhor processo de familiarização ao teste máximo de força em dinamômetro isocinético para indivíduos com lesão medular e uma adaptação transcultural e validação do circuito de habilidade em cadeira de rodas para a população brasileira (AMWC-Brasil). Tais achados foram fundamentais para aumentar a validade interna do estudo 3, na medida em que os testes de força em dinamômetro isocinético eram realizados sem um protocolo sistematizado de familiarização e não havia circuitos específicos para avaliar a habilidade em cadeira de rodas em indivíduos com lesão medular.

No estudo 3, o teste isométrico de flexão e extensão de tronco foi adotado para avaliar músculos que possuem inervações oriundas de diferentes níveis da medula espinhal. Tal medida foi necessária, considerando que no estudo 1 não detectamos diferenças nos valores de pico de torque em indivíduos com paraplegia alta e baixa, corroborando estudos prévios (48, 52, 57). Aumentou-se, dessa forma, a chance de discriminar os grupos de lesão medular. Ainda, vale salientar que os grupos musculares do tronco são fundamentais para o equilíbrio e para as atividades de vida diária (58, 60, 71, 87) e apresentam importante aplicação prática no processo de reabilitação dessa população.

O estudo 2 apresentou resultados com efeito “teto” na comparação entre indivíduos com paraplegia alta e baixa, o que corrobora uma responsividade reduzida também reportada pelos estudos originais do AMWC (11, 21, 22). Por essa razão, no estudo 3 foram incluídos três itens no AMWC-Brasil os quais empregavam a cadeira de rodas empinada. O intuito foi aumentar a demanda de equilíbrio do tronco para a execução dos itens e, conseqüentemente, ampliar a sensibilidade entre os grupos com paraplegia alta e baixa.

Baseando-se nos estudos 1 e 2, o critério de inclusão do estudo 3 acrescentou indivíduos com lesão medular igual ou abaixo de T1 (apenas indivíduos com paraplegia), no intuito de aumentar a homogeneidade da amostra e diminuir os impactos de variáveis confundidoras. Deste modo, com os métodos e procedimentos de avaliação bem estabelecidos, o estudo 3 se propôs a avaliar a capacidade preditiva dos picos de torque absoluto e relativo e da eficiência neuromuscular na independência funcional e habilidade em cadeira de rodas em indivíduos com lesão medular.

9. ESTUDO 3: Predição da Independência Funcional Baseada na Força Relativa em Homens Adultos com Lesão Medular

Estudo em processo de correção para submissão no *Journal of Electromyography and Kinesiology*
(fator de impacto: 1,530)

9.1 Introdução

A independência funcional é uma das principais metas almeçadas por programas de reabilitação em indivíduos com lesão medular (LM) (14, 79, 108-111). A Medida de Independência em Lesão Medular (SCIM, do inglês, *Spinal Cord Independence Measure*) é uma escala desenvolvida especificamente para avaliar a independência funcional de indivíduos com (LM) e é amplamente utilizada nessa população (77, 123). Atualmente, encontra-se na terceira versão (SCIM-III) (77) e é composta por três subescalas divididas em autocuidado, manejo respiratório e esfinteriano e mobilidade (77, 123). A SCIM-III foi traduzida e validada para o português brasileiro (127).

A habilidade em cadeira de rodas reflete um dos aspectos mais importantes na independência funcional e é definida como a capacidade de deslocar-se e superar obstáculos nas atividades diárias, ou para compromissos sociais em cadeira de rodas manual (11, 129). O *Adapted Manual Wheelchair Circuit* (AMWC) é um circuito que avalia as habilidades em cadeira de rodas com adequada viabilidade (22). Este teste é baseado no *Wheelchair Circuit*, que possui todas as propriedades clinimétricas avaliadas (11, 21), e o AMWC está em processo de tradução para o Português-Brasileiro (AMWC-Brasil).

A independência funcional e a habilidade em cadeira de rodas são influenciadas por diversas variáveis. Para analisar essas influências, variáveis independentes, denominadas de preditoras, são associadas e utilizadas em equações de regressão para estabelecer o quanto podem explicar a variável dependente estudada (175). Na independência funcional, a idade atual (34, 35, 53) e a idade em que o trauma medular ocorreu (35, 36, 112), nível (14, 23, 43), extensão (14, 23) e tempo de lesão medular (23, 53), nível de lesão medular inicial (23, 34, 35), tempo acamado (14, 23, 25) e o sexo (14, 25) são variáveis com boa capacidade preditiva já estabelecidas na literatura. Vale destacar que tais variáveis não são manipuláveis por meio de treinamentos físicos. Por outro lado, variáveis como força e potência muscular (14, 26, 30, 43), aptidão aeróbia (14, 113, 114), dor osteomuscular (14), nível de atividade física (24, 53), composição corporal (37, 38, 43) e espasticidade (14, 31, 33) são passíveis de alteração pelo processo de reabilitação e treinamento.

Dentre as variáveis com capacidade preditora, a força muscular é considerada essencial para indivíduos com LM (140) e valores reduzidos estão diretamente associados à uma função física diminuída (176). Três aspectos, porém, devem ser elucidados na relação entre a força muscular e independência funcional. Inicialmente, as correlações entre força muscular e independência funcional não analisaram concomitantemente as demais variáveis preditoras. Assim, o grau preditivo da força

muscular, dentre outras covariáveis, não foi determinado pela literatura. Outro aspecto a ser considerado é a ausência de valores de referência de força muscular avaliados em testes padrão ouro, com o intuito de nortear metas baseadas na independência funcional (177). Apenas um estudo com amostra heterogênea que utilizou o teste de uma repetição máxima no supino foi conduzido com esse propósito (43). Os autores evidenciaram que a força absoluta e relativa devem ser maiores que, respectivamente, 51 kg e 0,77 para obter um maior nível de independência (43). Por fim, as relações positivas estabelecidas entre a força muscular e a independência funcional foram determinadas a partir de testes executados em grupos musculares totalmente preservados, considerando-se o quadro de paraplegia (43, 48, 53, 54, 57, 88, 89). Contudo, a independência funcional também depende de músculos que não foram avaliados em testes de força e que podem ser parcialmente comprometidos após a lesão, como os grupos musculares do tronco (58, 59).

Entretanto, é importante interpretar as diferenças entre a força absoluta e relativa para se verificar o impacto da força muscular na independência funcional e na determinação de valores de referência. Estudo prévio demonstrou que a força absoluta foi a variável preditora que mais influenciou os valores totais de escalas de independência funcional e que a força relativa foi o melhor preditor apenas para a mobilidade (43). Todavia, considerar apenas a força absoluta como referência pode levar à uma interpretação equivocada (61). Miyatake et al. (63) observaram que homens japoneses com síndrome metabólica apresentavam uma maior força absoluta comparado a um grupo controle, no entanto, era menor quando relativizada pela massa corporal. Deste modo, é possível notar que a força muscular absoluta pode gerar interpretações superestimadas na síndrome metabólica que, as quais foram corrigidas pela força relativa. A força relativa, por outro lado, já foi utilizada como preditor de saúde em outras populações. Artero et al. (64), por sua vez, evidenciaram que níveis mais altos de força ajustados pela massa corporal tendem a reduzir a mortalidade de homens com hipertensão. Um estudo mais recente encontrou picos de torque relativos mais baixos e valores de pressão arterial mais altos em mulheres obesas comparadas às não-obesas (65). Assim, a utilização da força relativa parece ser mais adequada para as relações entre força muscular e variáveis de saúde, minimizando os erros de interpretação.

Outra forma de relativização da força muscular é associá-la com o recrutamento muscular, obtido pela eletromiografia de superfície. Essa relação é denominada índice de eficiência neuromuscular (ENM), e tem o propósito de avaliar a funcionalidade de grupos musculares específicos (67). Além disso, o índice representa a eficiência e a responsividade dos elementos dinâmicos e contráteis do músculo durante atividades estáticas e dinâmicas (67, 68, 70). A ENM ainda não foi estudada na lesão medular e considera duas variáveis afetadas com o trauma medular, força muscular e estímulo neural (66, 68, 72, 73) e, com isso, pode auxiliar na interpretação da relação e predição da independência funcional.

Assim, o objetivo deste estudo foi verificar a capacidade preditiva da força muscular relativa e absoluta na independência funcional e na habilidade em cadeira de rodas de indivíduos homens com lesão medular traumática. Como objetivos secundários: (1) determinar pontos de corte de força para independência funcional; (2) verificar a magnitude de importância da força relativa e absoluta dentre as

covariáveis que interferem na independência funcional; (3) comparar os padrões de força com um grupo controle sem LM. A hipótese deste estudo é que a força relativa será mais adequada que a força absoluta para a determinação da predição da independência funcional. Além disso, essa variável apresentará maior grau de predição dentre as covariáveis analisadas.

9.2 Método

9.2.1 Delineamento do estudo

Estudo transversal analítico.

9.2.2 Participantes

Cinquenta e quatro indivíduos com lesão medular deram entrada sequencial no estudo, à medida que eram incluídos no programa de reabilitação da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação (Lago Norte, Brasília, Brasil) (Tabela 8). Os dados foram coletados entre setembro de 2016 a fevereiro de 2017.

Os critérios de inclusão foram: 1) sexo masculino (acima de 18 anos); 2) diagnóstico de lesão medular traumática com pelo menos seis meses e nível de lesão abaixo de C8; 3) lesão motora completa (escala de comprometimento do ASIA, AIS A ou B) (6, 7); e 4) usuário de cadeira de rodas manual como principal auxílio locomoção. Os indivíduos foram excluídos caso apresentassem histórico de desordem metabólica; cirurgia cardiovascular ou ortopédica que pudesse impor restrições à execução dos testes.

A amostra foi estratificada em dois grupos: paraplegia alta (PPa; T1 a T6) e paraplegia baixa (PPb; T7 a L3). Os indivíduos foram sequencialmente incluídos em cada grupo até alcançar o valor estimado pelo cálculo da amostra. Os grupos apresentam diferenças no sistema cardiovascular e no sistema nervoso autônomo, além da ausência de contração abdominal voluntária do grupo paraplegia alta (103). Esse critério de divisão é normalmente utilizado em estudos com lesão medular (30, 78, 83, 97-102).

Uma amostra de conveniência formada por indivíduos sem lesão medular foi selecionada como grupo controle (GC) para as comparações de força com os grupos com paraplegia. O GC foi composto por homens adultos acima de 18 anos e foram excluídos aqueles que possuíssem histórico de alteração metabólica, cardiovascular, cardiorrespiratória e/ou ortopédica que restringissem o desempenho na execução dos testes.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Rede Sarah de Hospitais (protocolo n. 53341616.0.0000.0022) e todos os participantes submetidos aos testes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndices 1 e 2).

Tabela 8: Dados demográficos dos grupos. As variáveis IMC e características das cadeiras de rodas foram apresentadas pela média (desvio padrão). As demais variáveis estão apresentadas em (percentis 25 e 75) e a etiologia está expressa em valores absolutos (frequência em cada grupo).

| | PPa | | PPb | | GC | | TOTAL | |
|--------------------------------|-------|-----------------|-------|-----------------|---------|-----------------|-------|-----------------|
| n | 27 | | 27 | | 27 | | 81 | |
| Idade (anos) | 26,9 | (22,9 - 36,8) | 29,3 | (22,4 - 37,9) | 34,0 | (28,1 - 37,4) | 30,1 | (24,8 - 37,4) |
| Tempo de lesão (meses) | 37,4 | (16,8 - 53,2) | 50,1 | (21,5 - 104,8) | na | | 39,8 | (19,4 - 82,2) |
| Idade na lesão (anos) | 23,7 | (18,8 - 34,9) | 22,4 | (19,0 - 32,5) | na | | 23,1 | (19,0 - 33,0) |
| Massa corporal (kg) | 68,2 | (56,6 - 76,2) | 67,8 | (56,5 - 77,7) | 77,4*† | (67,7 - 87,4) | 71,5 | (60,5 - 80,8) |
| Estatura (cm) | 170,2 | (167,9 - 174,5) | 170,2 | (167,0 - 176,4) | 174,5*† | (170,8 - 177,4) | 171,7 | (167,9 - 176,4) |
| IMC (kg/m²) | 23,8 | (±4,9) | 22,9 | (±4,4) | 26,1† | (±4,7) | 24,3 | (±4,8) |
| Escala de espasticidade | 3,0 | (2,0 - 4,0) | 0,0* | (0,0 - 3,0) | na | | 2,0 | (0,0 - 4,0) |
| PASIPD (MET h/d) | | | | | | | | |
| Total | 12,4 | (8,3 - 18,5) | 20,8* | (12,2 - 28,8) | 21,8* | (17,5 - 24,2) | 18,5 | (11,7 - 23,9) |
| Atividade de lazer | 6,7 | (5,4 - 11,9) | 11,6 | (6,4 - 20,4) | 6,4† | (3,2 - 11,5) | 8,5 | (4,4 - 14,0) |
| Atividade de casa | 1,7 | (0,0 - 3,2) | 0,6 | (0,2 - 3,9) | 1,5 | (0,6 - 5,2) | 1,1 | (0,2 - 3,9) |
| Atividades de trabalho | 0,0 | (0,0 - 0,0) | 0,0 | (0,0 - 13,9) | 13,9*† | (13,9 - 13,9) | 0,0 | (0,0 - 13,9) |
| Etiologia (n) | | | | | | | | |
| Acidente de carro | 3 | (5,6%) | 4 | (7,4%) | na | | 7 | (13,0%) |
| Acidente de moto | 2 | (3,7%) | 1 | (1,9%) | na | | 3 | (5,6%) |
| Arma branca | 0 | (0,0%) | 1 | (1,9%) | na | | 1 | (1,9%) |
| Arma de fogo | 18 | (33,3%) | 19 | (35,2%) | na | | 37 | (68,5%) |
| Lesão por queda de objeto | 1 | (1,9%) | 0 | (0,0%) | na | | 1 | (1,9%) |
| Mergulho | 1 | (1,9%) | 0 | (0,0%) | na | | 1 | (1,9%) |
| Queda | 2 | (3,7%) | 2 | (3,7%) | na | | 4 | (7,4%) |
| Estrutura da CR (kg) | | | | | | | | |
| Monobloco | 48,1% | 13,9 (±2,4) | 59,3% | 13,8 (±2,0) | na | | 53,7% | 13,8 (±2,2) |
| Dobrável em "X" | 22,2% | 16,2 (±2,4) | 40,7% | 16,1‡ (±1,8) | na | | 31,5% | 16,1‡ (±2,0) |
| Dobrável em duplo "X" | 29,6% | 17,9‡ (±1,5) | 0,0% | - | na | | 14,8% | 17,9‡ (±1,5) |
| Propriedade da CR (kg) | | | | | | | | |
| Participante | 42,6% | 15,5 (±0,9) | 37,0% | 14,5 (±2,5) | na | | 79,6% | 15,1 (±2,7) |
| Hospital | 7,4% | 15,7 (±2,4) | 13,0% | 15,5 (±0,9) | na | | 20,4% | 15,6 (±1,5) |

*Diferença significativa comparado com PPa ($P \leq 0,05$); †Diferença significativa comparado com PPb ($P \leq 0,05$); ‡Diferença significativa comparado com estrutura monobloco ($P \leq 0,05$); Sem diferença estatística entre os pesos e distribuição das cadeiras de rodas entre os grupos.

GC: grupo controle; CR: cadeira de rodas; D: dia; H: hora; IMC: índice de massa corporal; na: não aplicável; PASIPD: escala de atividade física para pessoas com deficiências; PPa: paraplegia alta; PPb: paraplegia baixa.

9.2.3 Procedimentos

As informações sobre data de nascimento, histórico clínico, diagnóstico, etiologia e classificação da lesão foram coletadas do prontuário eletrônico do hospital. No primeiro dia de testes, os participantes foram informados sobre os procedimentos, receberam instruções dos testes e realizaram todas as avaliações com exceção dos testes de força muscular, que foram conduzidos entre 24 a 72 horas após o primeiro dia (Figura 9).

O grupo controle recebeu instruções e explicações sobre os procedimentos e foi avaliado sobre a rotina de atividades físicas, medidas antropométricas e testes de força muscular no mesmo dia.

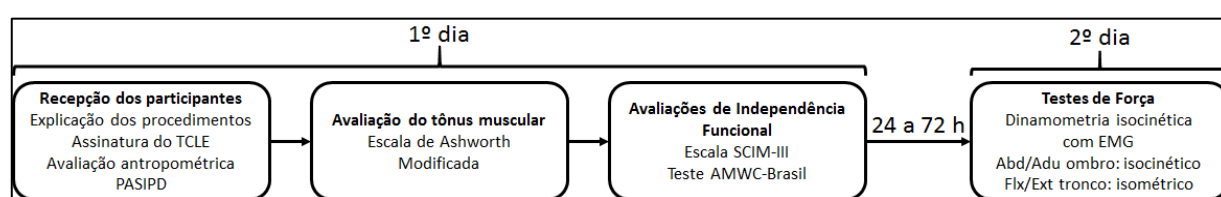


Figura 9: Fluxo dos testes e avaliações dos participantes.

Abd: abdução; Adu: adução; AMWC: *Adapted Manual Wheelchair Circuit*; EMG: eletromiografia; Ext: extensão; Flx: flexão; PASIPD: escala de atividade física para pessoas com deficiências; SCIM-III: medida de independência funcional em lesão medular, versão III; TCLE: termo de consentimento livre e esclarecido.

9.2.3.1 Avaliação antropométrica

A massa corporal foi calculada a partir da subtração da massa total (massa do participante acrescida da massa da cadeira de rodas) pela massa da cadeira de rodas (74). A estatura foi calculada pela multiplicação da semi-envergadura por dois e divisão do resultado por 1,06 (166). A medida de semi-envergadura foi definida como o comprimento da ponta do dedo mais longo ao manúbrio do esterno (com o cotovelo estendido e ombro abduzido em 90°) (165).

9.2.3.2 Avaliação do tônus muscular

O tônus muscular de flexão e extensão de quadris e joelhos foi avaliado por dois fisioterapeutas pela escala de Ashworth Modificada (Anexo 4) (178). Esse método mede a espasticidade pelo movimento manual de um membro em sua amplitude de movimento para alongar passivamente um grupo muscular (178) e é indicada para a avaliação em indivíduos com lesão medular (179). O escore da escala varia de 0 a 4, de pequeno aumento no tônus muscular à um membro rígido, sem flexão ou extensão (178). O valor total utilizado nas análises foi o somatório do resultado de cada dimídio e o item 1+ foi definido como 1,5.

9.2.3.3 Avaliação da atividade física

Informações sobre o nível de atividade física foram coletadas com a escala de atividade física para pessoas com deficiências (PASIPD, do inglês *Physical Activity Scale for Individuals with Physical Disabilities*) (24), que investiga o número de dias na semana, horas por dia e intensidade na participação em atividades de lazer (6 itens), domésticas (5 itens) e ocupacionais (1 item) nos últimos sete dias (24). O valor total da PASIPD é expressada em equivalente metabólico, ou seja, MET em hora por dia (h/d) com valor máximo alcançando 182,3 MET h/d. Essa escala foi validada para indivíduos com lesão medular (180, 181) (Anexo 5).

Nos casos em que o resultado da PASIPD foi menor que 30 MET h/dia, os indivíduos foram classificados em “inativos” (36, 134, 182). Devido à baixa condição sociocultural de grande parte da amostra e com o intuito de minimizar o risco de interpretações errôneas, optou-se por aplicar os questionários PASIPD e SCIM-III por meio de entrevista e não na forma auto aplicada.

9.2.3.4 Características das cadeiras de roda

Os resultados do teste de habilidade em cadeira de rodas podem ser influenciados por características específicas como massa, estrutura (monobloco, dobrável em “X”, dobrável em duplo “X”) e propriedade (do participante ou do hospital) (10, 13). Essas variáveis foram registradas para verificar a distribuição e diferenças de massa entre os grupos e, assim, assegurar que não foram variáveis confundidoras.

9.2.3.5 Instrumentos para medida da independência funcional (SCIM-III e AMWC-Brasil)

A entrevista com a escala SCIM-III (77) foi realizada no mesmo dia do AMWC-Brasil. A SCIM-III é graduada por itens com aumento progressivo de dificuldade para avaliar o nível de independência do indivíduo (124). A pontuação total varia de 0 a 100 e, quanto maior a pontuação, maior a independência do indivíduo. Três subescalas avaliam dimensões diferentes da independência funcional: autocuidado, manejo respiratório e esfinteriano e mobilidade (123).

A AMWC-Brasil foi realizada no mesmo horário e os pneus das cadeiras de rodas foram calibrados de acordo com a especificação do fabricante. Os indivíduos foram instruídos a não se alimentar ou fumar até 3 horas antes do teste e a realizar o procedimento de cateterismo para esvaziar a bexiga imediatamente antes das avaliações (100, 102). Adaptações no aro da cadeira de rodas, luvas, cintos ou faixas de estabilização foram permitidas para simular as condições usuais dos avaliados. Os participantes utilizaram a própria cadeira de rodas ou a fornecida pelo hospital (peso médio de 15,6 kg) (100, 102).

Os catorze itens padronizados do AMWC-Brasil foram executados em ordem fixa, com dois minutos de intervalo entre eles. Foram acrescentados três itens para aumentar a sensibilidade do circuito: (1) subir degrau de 12,0 cm; (2) subida e descida de rampa de 3% com a cadeira de rodas empinada;

(3) subida e descida de rampa de 6% com a cadeira de rodas empinada. Antes da execução de cada item, o avaliador explicava como este seria realizado e qual o tempo necessário para completar cada tarefa. A tarefa realizada dentro o tempo previsto foi assinalada com 1 ponto. Para os testes de batente, degrau e transferência, 0,5 (meio) ponto era possível.

Os resultados fornecidos e analisados pela AMWC-Brasil foram: (1) somatório da pontuação de habilidade (soma dos pontos dos dezessete itens); (2) somatório do tempo desempenho (soma do tempo, em segundos, dos itens figura em formato de 8, 15 m em velocidade e 4 m de grama artificial); (3) teste de três minutos de propulsão da cadeira de rodas, em metros; (4) somatório de tempo de todos os itens, em segundos. Quando o participante pontuava 0 ou 0,5, o tempo necessário para completar a tarefa adequadamente foi considerado.

9.2.3.6 Testes de força muscular no dinamômetro isocinético

Três testes de força muscular máxima foram executados no dinamômetro isocinético (*Biodex System 4, Biodex Medical, Shirley, NY*) em ordem fixa e com 5 minutos de intervalo: (1) teste isocinético de abdução e adução ombro; (2) teste isométrico de flexão de tronco; (3) teste isométrico de extensão de tronco (Figura 10). A calibração foi realizada de acordo com as instruções do fabricante e o eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com os pontos anatômicos das articulações do ombro e quadril. Foram utilizadas faixas e cintos no tronco, pelve e coxas com intuito de conferir melhor estabilização e posicionamento dos avaliados e evitar movimentos compensatórios na produção de força (152). Antes de cada teste, o exercício específico foi demonstrado e a familiarização realizada para que o participante compreendesse a amplitude do movimento e as características particulares da avaliação. Ao longo da execução dos testes, foram utilizados incentivos verbais para estimular a produção de força máxima nos avaliados (55, 160, 183, 184).

A referência anatômica no teste de abdução e adução de ombro foi o eixo da articulação acrômio-clavicular, de acordo com o manual de operação da Biodex™. O ponto de aplicação de força foi na mão do membro dominante. O encosto do assento foi ajustado em 80° e a amplitude de movimento do teste foi de 75°, entre os ângulos de 15° a 90° no plano frontal. A determinação do ângulo final foi medida com um goniômetro e, baseado nesse valor, a amplitude de movimento foi calculada pelo dinamômetro isocinético. O dimídio não envolvido segurava na manopla da cadeira para aumentar a estabilização (52) (Figura 11). A pesagem para calibração do membro superior somada à alavanca do dinamômetro foi padronizada na posição de maior desvantagem mecânica (90°). O protocolo de familiarização consistiu na realização de duas séries de 10 repetições submáximas concêntricas do mesmo exercício do teste máximo a 60°/s, com um minuto de intervalo entre as séries e nível "2" na escala de percepção de esforço para exercício de força (OMNI-RES) (Anexo 3) (151). Em seguida, o teste de abdução e adução de ombro foi realizado em 5 contrações concêntricas voluntárias máximas de forma recíproca.

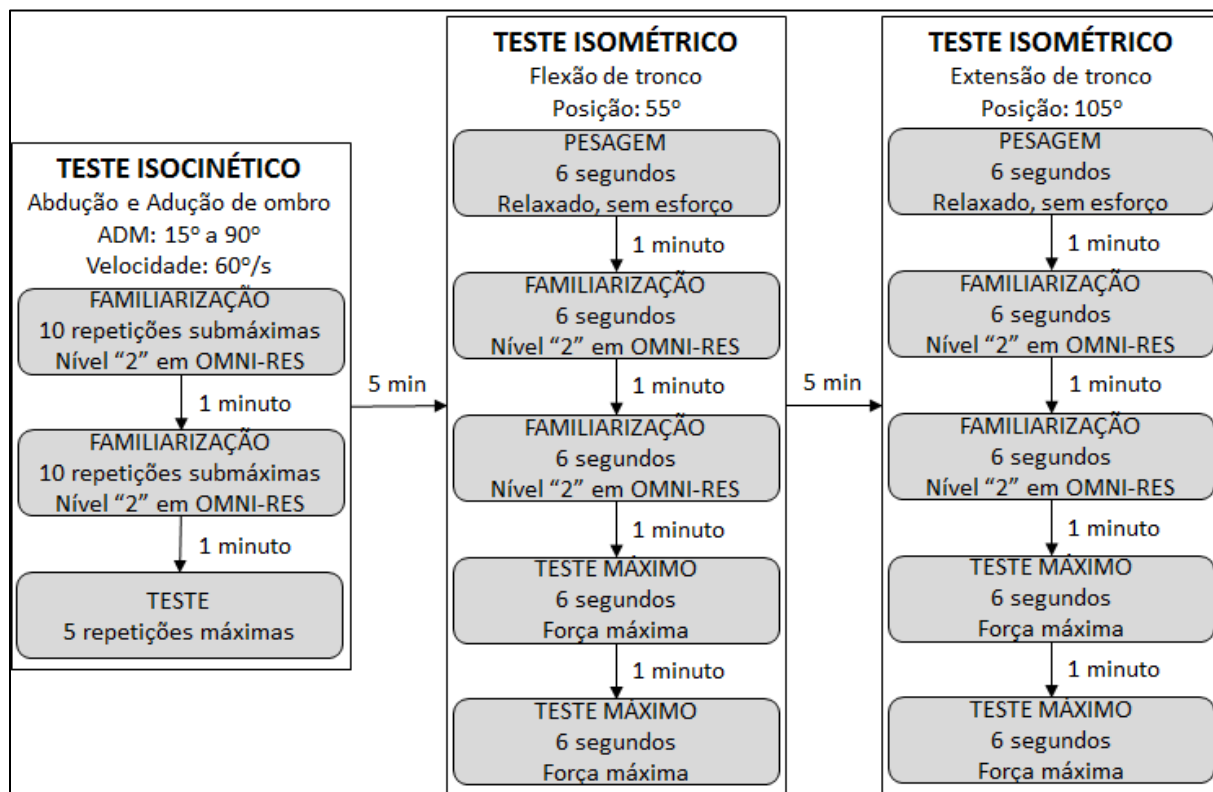


Figura 10: Fluxo dos testes de força muscular em dinamômetro isocinético (teste isocinético e isométrico) realizados pelos grupos paraplegia alta, paraplegia baixa e controle. Todos os testes de força muscular foram realizados do 2º dia de avaliações. ADM: amplitude de movimento; OMNI-RES: escala de percepção de esforço para exercício de força.



Figura 11: Ilustração do posicionamento adotado para a execução do teste de adução e abdução de ombro em dinamômetro isocinético. A: posição inicial do teste de abdução de ombro, no ângulo de 15° e, B: posicionamento inicial para o teste de adução de ombro, no ângulo de 90°.

Os testes de flexão e extensão do tronco foram isométricos e realizados separadamente. O ponto anatômico de referência foi a espinha íliaca anterossuperior (185) e o local de aplicação das forças foram o tórax e escápulas para flexão e extensão de tronco, respectivamente. Não foi utilizado apoio para os pés para que o grupo controle não o empregasse em favor do movimento. Em estudo piloto, o ponto de equilíbrio na posição sentada sem necessidade de ajuda dos indivíduos com lesão medular foi de 80° de flexão de tronco. Em virtude da redução de força nos músculos de tronco em indivíduos com lesão medular alta, os testes foram realizados nos ângulos de 55° e 105° no plano sagital para flexão e extensão do quadril, respectivamente. Os participantes ficavam, dessa forma, desequilibrados no sentido do movimento a ser testado, presos pelas faixas do dinamômetro, de maneira que pequenos valores de torque pudessem ser detectados pelo dinamômetro (Figura 12). O protocolo dos testes consistiu em cinco séries isométricas com duração de seis segundos e com um minuto de intervalo entre elas. Os participantes foram orientados a realizar uma contração contínua até atingirem a força máxima, evitando solavancos e movimentos oscilatórios. Para assegurar que essa orientação fosse alcançada, caso o pico de torque fosse atingido nos 2 primeiros segundos, o teste não era considerado. Na primeira série, o avaliado não realizava força e permanecia relaxado para que a força realizada pela massa do seu tronco fosse mensurada. A segunda e terceira séries eram submáximas, com nível "2" na escala de percepção de esforço para exercício de força (OMNI-RES) (151). As últimas duas séries eram máximas e foi considerado o maior valor de pico de torque dentre as tentativas. O teste de flexão de tronco foi realizado com os braços relaxados e, no teste de extensão do tronco, as mãos seguravam nas faixas que estabilizavam o tronco. Esses ajustes foram realizados para evitar que o avaliado utilizasse os membros superiores em favor do movimento.

Para análise, foi considerado o maior pico de torque para cada movimento e o somatório do pico de torque entre de abdução e adução de ombro e entre flexão e extensão de tronco. A medida da força isocinética foi relativizada pela massa corporal para comparação entre os grupos e expressa em newton metros por quilograma ($N \times m / kg$).

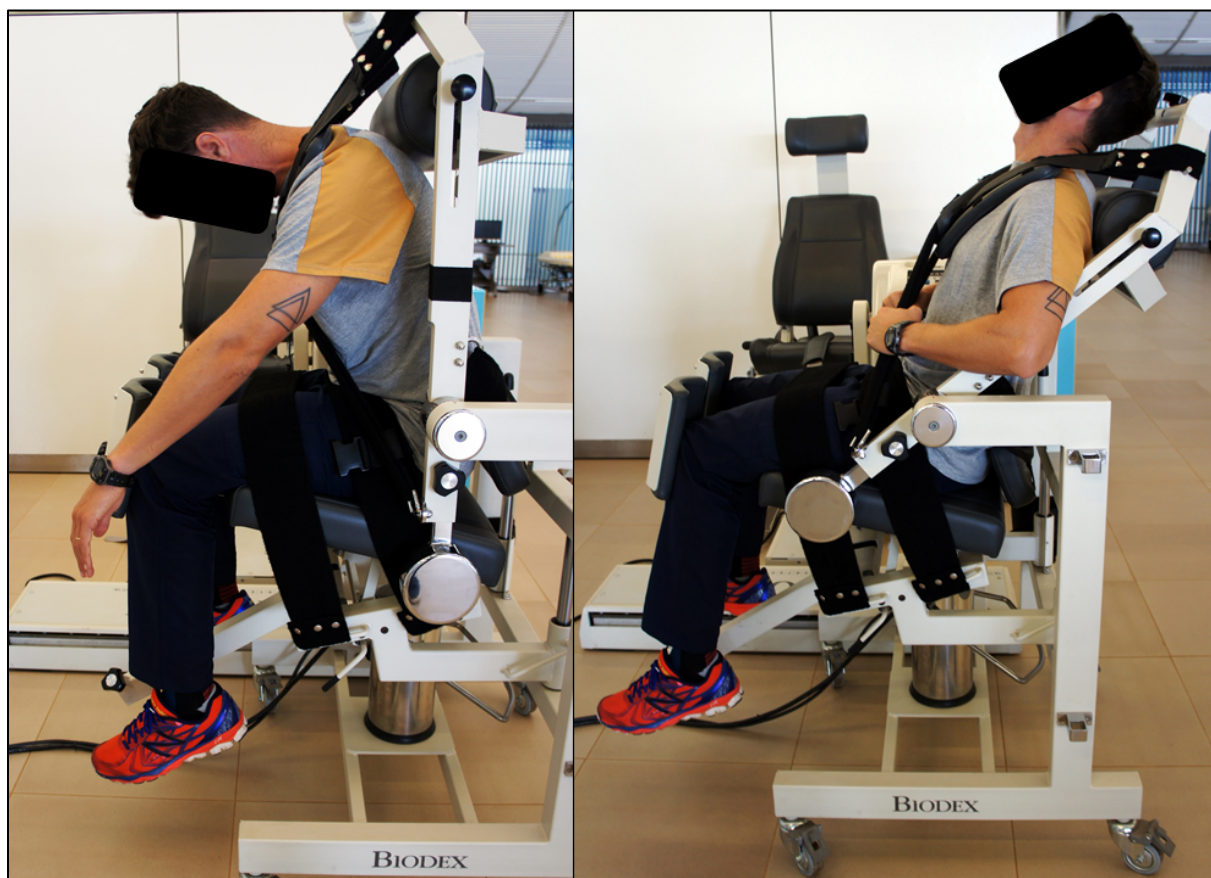


Figura 12: Ilustração do posicionamento adotado para a execução do teste de flexão e extensão de tronco em dinamômetro isocinético. A: posição inicial do teste de flexão de tronco, no ângulo de quadril de 55° e, B: posição inicial do teste de extensão de tronco, no ângulo de quadril de 105°.

9.2.3.7 Eletromiografia de superfície

A análise eletromiográfica foi realizada utilizando-se eletromiógrafo portátil com sistema sem fio (Trigno™ Wireless EMG, Delsys Inc, USA). Foram utilizados cinco canais, com eletrodos de superfície ativos simples diferencial e sem fio, que permitem maior liberdade de amplitude de movimento dos membros superiores e maior conforto para a realização do movimento. O registro e processamento dos sinais eletromiográficos foram baseados nas recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (186).

O eletromiógrafo possui 10 canais, com amplitude de entrada de ± 5 V, conversor analógico-digital de 16 bits de resolução, ruído basal $< 0.75\mu\text{V}$ e modo de rejeição comum > 80 db. Cada eletrodo possui 4 barras de prata na interface sensor-pele (dimensões dos contatos 5×1 mm), com distância fixa de 10 mm e contornos para estabilidade máxima do sinal. Foram utilizadas fitas adesivas padrões do mesmo fabricante do eletromiógrafo, com adesivos hipoalergênicos e descartáveis, para acoplamento dos eletrodos.

Os eletrodos foram posicionados no lado dominante, baseando-se nas diretrizes do SENIAM (*Surface Electromyography for the NonInvasive Assessment of Muscles*) (187) e nas padronizações de

Criswell (188). Os eletrodos não encostavam na cadeira do isocinético ou nas faixas de estabilização. Um encosto adaptado e com material de EVA (Etil Vinil Acetato) foi confeccionado e utilizado no encosto da cadeira do isocinético para que os eletrodos posicionados nos músculos grande dorsal e eretores da espinha ficassem livres (Figura 13).

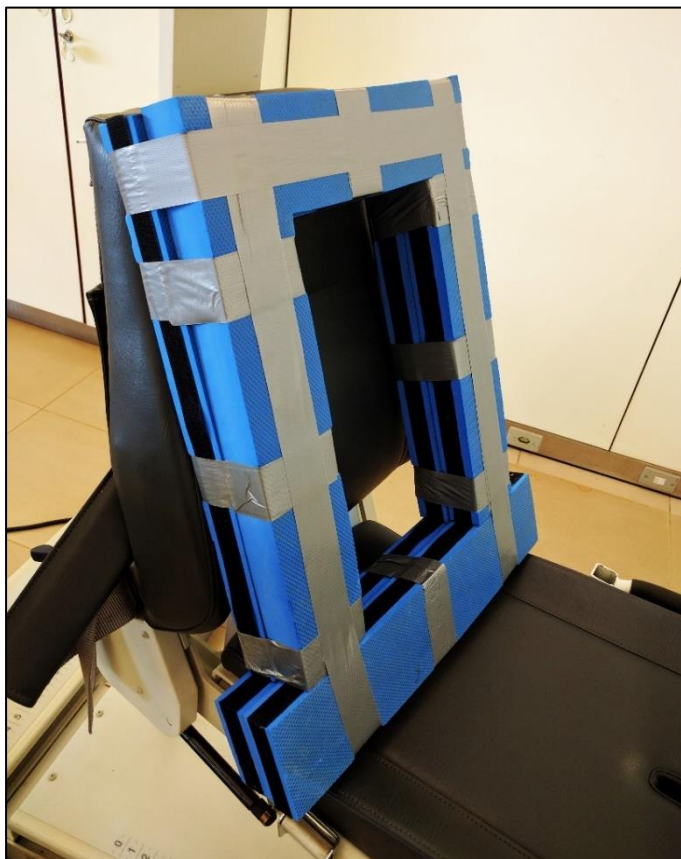


Figura 13: Adaptação de EVA (Etil Vinil Acetato) confeccionada para o encosto da cadeira do isocinético de forma que os eletrodos posicionados nos músculos das costas ficassem livres.

A medição das distâncias indicadas para cada músculo foi realizada com a fita métrica e, em seguida, os eletrodos foram fixados nos ventres musculares (187). Os eletrodos da EMG de superfície foram acoplados nos ventres musculares das seguintes musculaturas: peitoral maior, reto abdominal, deltoide medial, grande dorsal e eretores da espinha (Figura 14) (187, 188). Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia, leve abrasão da pele com lixa d`água e limpeza com álcool 70% (189).

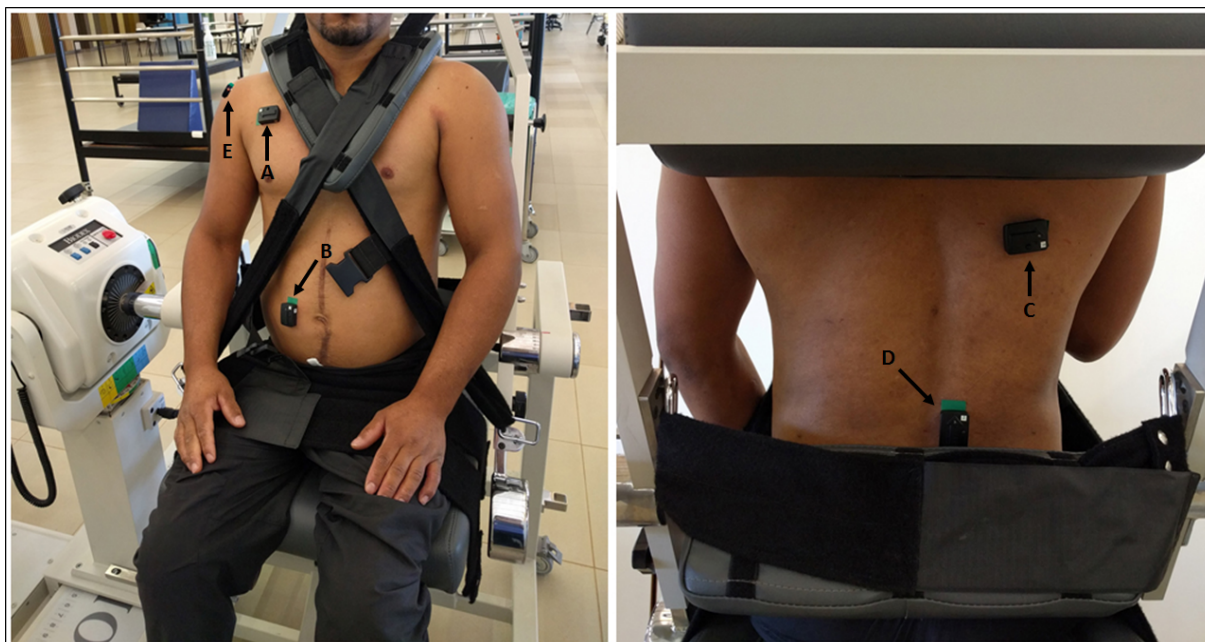


Figura 14: Ilustração do posicionamento dos eletrodos de EMG acoplados nos ventres musculares dos seguintes músculos: A) peitoral maior; B) reto abdominal; C) grande dorsal; D) eretores da espinha; E) deltoide medial.

As frequências de coleta para os sinais foram de 148,1481 Hz no dinamômetro isocinético Biodex System 4 e 1925,926 Hz na EMG. Os sinais isocinéticos passaram por interpolação linear para atingirem frequência igual à do sinal eletromiográfico, 1925,926 Hz.

O eletromiógrafo foi sincronizado com o dinamômetro isocinético Biodex System 4 para que a coleta de dados ocorresse simultaneamente em ambos os sistemas. Nos testes isocinéticos, a sincronização ocorreu pela detecção da primeira repetição e alinhamento das primeiras amostras do sinal do posicionamento angular do teste (Figura 15). Nos testes isométricos, utilizou-se uma janela correspondente ao tamanho do sinal do Biodex (6 segundos) (Figura 15). Essa janela fazia correlações de Pearson do sinal do Biodex com o sinal original do EMG a cada 10 amostras, criando um conjunto de correlações. Esse conjunto de correlações foi colocado em ordem decrescente, e o atraso entre os sinais foi calculado a partir da posição da janela com maior coeficiente de correlação, desde que o primeiro valor desse conjunto estivesse entre o mínimo e o máximo dos 19 valores posteriores ao primeiro.

A amplitude do sinal eletromiográfico foi calculada por meio da RMS (*root mean square*), durante cada repetição de exercício de acordo com a seguinte equação:

$$RMS = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n x_i^2}}{n}$$

Onde:

n: quantidade de valores coletados

x: valor do sinal coletado, em μV

Nos testes de força muscular, o RMS foi calculado em uma janela de 70% do tempo centralizada no pico do torque. Nos testes isocinéticos, considerou-se a repetição que o pico de torque foi atingido e, nos testes isométricos, a duração de 6 segundos. Para a normalização do sinal, foram calculadas médias de RMS em janelas de 200 milissegundos sobrepostas em 50%, considerando os valores absolutos de cada amostra (190). A maior média foi considerada o valor máximo (100%). O sinal normalizado foi obtido a partir da relação:

$$\text{Sinal Normalizado} = \frac{\text{RMS no músculo}}{\text{RMS máximo}} \times 100$$

Onde:

RMS: *root mean square*, em μV .

O valor de RMS, em microvolts, foi utilizado para o cálculo da Eficiência Neuromuscular, de acordo com a seguinte equação (72, 116-118):

$$\text{ENM} = \frac{\text{Torque}}{\text{RMS}}$$

Onde:

Torque: força muscular absoluta em N.m ou força muscular relativa em N.m/kg.

RMS: *root mean square*, em μV .

Cinco valores de Eficiência Neuromuscular correspondentes aos músculos avaliados foram obtidos para cada teste de força realizado.

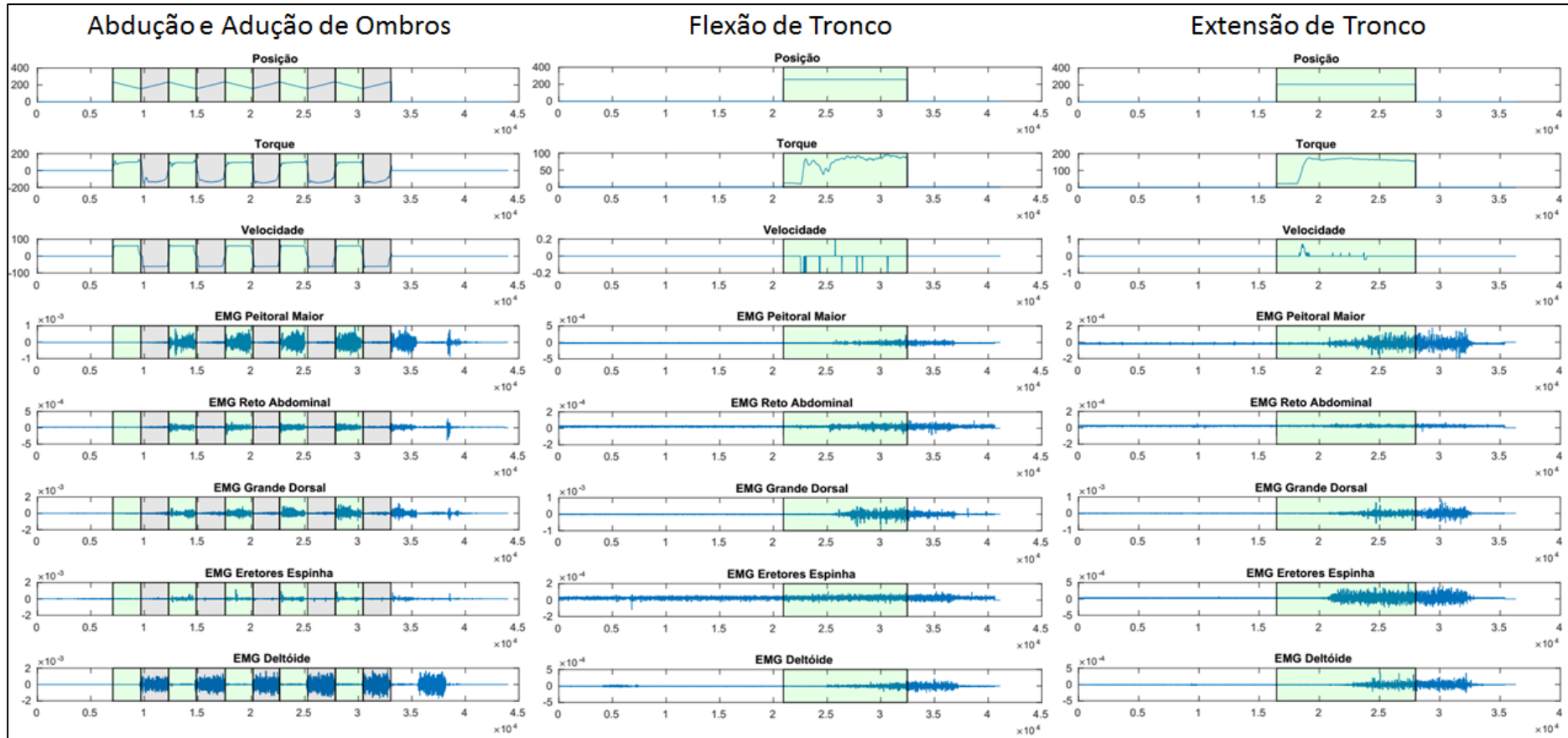


Figura 15: Ilustração das janelas de sincronização da EMG com os testes isocinéticos de abdução (janela cinza) e adução (janela verde) de ombro e isométricos de flexão e extensão de tronco.

9.2.4 Análise estatística

O cálculo de tamanho de amostra desse estudo foi realizado *a priori* no G*power (191, 192). Para a elaboração da equação de predição de independência funcional, foi necessária uma amostra de 54 participantes (PPa e PPb) para realizar uma regressão linear múltipla modelo fixo, considerando um tamanho de efeito de 0,30 (moderado), α de 5%, poder ($1 - \beta$) de 90%, com 3 preditores dentre um total de 23 possíveis. Para as comparações das variáveis descritivas e do pico de torque relativo e absoluto entre os grupos (PPa, PPb e GC), uma amostra de 78 indivíduos considerando uma análise de variância *one-way* (ANOVA) com um tamanho de efeito de 0,36 (moderado), α de 5%, poder ($1 - \beta$) de 80%.

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi utilizado para verificar os pressupostos de normalidade das variáveis. Os dados descritivos são apresentados em média e desvio-padrão ou mediana e interquartis (percentis 25 e 75) para os desfechos definidos como paramétrico ou não paramétrico, respectivamente.

Quando as variáveis apresentaram distribuição normal, utilizou-se o teste de análise de variância (ANOVA), do tipo *one-way*, (no caso de significância, uma análise *post hoc*, com o teste de Bonferroni) para a comparação entre os grupos. Para as variáveis com distribuição não normal, foi utilizado os testes de Kruskal Wallis e Mann-Whitney para verificar similaridade das respectivas variáveis entre os grupos.

A análise de regressão multivariada *stepwise* foi utilizada para criar equações de predição para os desfechos de independência funcional da SCIM-III e AMWC-Brasil. Essa análise de regressão mantém ou remove as variáveis preditoras para elaborar o melhor modelo de equação. Para evitar colinearidade entre as variáveis, o teste de Spearman foi utilizado de forma que as variáveis preditoras com correlações significativas e classificadas como altas ou muito altas não entrassem simultaneamente na equação de predição (14). O coeficiente de correlação foi classificado como muito fraco (abaixo de 0,20); fraco (0,20 a 0,40); moderado (0,40 a 0,70); alto (0,70 a 0,90); muito alto ($> 0,90$) (168, 169). Ainda para evitar a colinearidade, as variáveis de força foram inseridas separadamente na regressão multivariada. O nível de lesão foi considerado como uma variável “*dummy*”, atribuindo-se valores para cada nível de lesão (por exemplo, T1, T2 e T3, foram usados os valores 1, 2 e 3, e para os níveis L1, L2 e L3, os valores 13, 14 e 15). Essa análise já foi utilizada em estudos anteriores (14, 43, 100).

Baseado nos percentis (10, 25, 50, 75 e 90) dos desfechos de independência funcional (SCIM-III e AMWC-Brasil), os pontos de cortes do pico de torque relativo e absoluto foram estabelecidos pela curva ROC (do inglês, *receiver operating characteristic*). O percentil 75 com área abaixo da curva com significância para independência funcional e habilidade em cadeira de rodas foi considerado para a análise dos pontos de corte das variáveis preditoras de força. Baseados nos pontos de corte da SCIM-III e AMWC-Brasil, os avaliados foram classificados com maior ou menor nível de independência.

A análise *Outlier Labeling Rule* foi utilizada para detectar valores extremos e discrepantes (154, 155). Esses valores foram calculados pela diferença entre os percentis 25 e 75 multiplicado por um fator pré-determinado (2,2) e subtraídos do percentil 25 e somado ao percentil 75.

O pacote estatístico IBM SPSS (versão 22,0), MATLAB (R2015.a, MathWorks) e o programa para cálculo amostral G*Power (versão 3.1.9.2; Universität Kiel, Germany) foram usados para análise dos dados. A significância estatística adotada foi de 5% ($P \leq 0,05$, bicaudal).

9.3 Resultados

9.3.1 Características demográficas

O grupo controle apresentou valores significativamente maiores de massa corporal e estatura que os grupos com lesão medular. Assim, as comparações de força com esse grupo foram relativizadas pela massa corporal.

O nível de atividade física total do grupo paraplegia alta foi significativamente menor que os grupos controle e paraplegia baixa (12,4 MET h/d, 20,8 MET h/d e 21,8 MET h/d, respectivamente). Entretanto, na análise de subescala da PASIPD, expressa por atividades de lazer que englobam o tempo dispendido com esportes e atividades físicas orientadas, o grupo controle apresentou valor significativamente menor que os grupos paraplegia. Todos os grupos foram classificados como “inativos”.

Não houve diferenças dos tipos de estrutura e da propriedade das cadeiras de rodas entre os grupos com paraplegia, considerando distribuição e massa. As cadeiras de roda com a estrutura monobloco foram significativamente mais leves que as com estrutura dobrável em duplo “X” e dobrável em “X”, para os grupos paraplegia alta e baixa, respectivamente.

9.3.2 Comparação entre grupos

Os picos de torque relativos de abdução e adução de ombro e do somatório desses movimentos foram significativamente maiores no grupo PPb ao comparar com PPa e GC (Tabela 9). Nos testes isométricos de flexão e extensão de tronco, o grupo controle apresentou pico de torque relativo significativamente maior que os grupos PPa e PPb. Nesses testes, os resultados do pico de torque relativo do grupo PPb foram maiores que o PPa ($P \leq 0,05$) (Tabela 9).

Tabela 9: Dados descritivos das variáveis de força muscular absoluta (N.m) e relativa (N.m/kg) no dinamômetro isocinético dos grupos paraplegia alta (PPa), baixa (PPb) e controle (GC). Os resultados de pico de torque de adução de ombro, de pico de torque relativo para abdução de ombro e somatórios de pico de torque dos exercícios de ombro estão descritos em média (desvio padrão). As outras variáveis estão exibidas em mediana (percentis 25 e 75).

| | PPa | | PPb | | GC | |
|-------------------------------|-------|---------------|--------|----------------|---------|-----------------|
| n | 27 | | 27 | | 27 | |
| Ombro | | | | | | |
| <i>ABD PT abs</i> | 58,2 | (49,2 -61,7) | 71,3* | (60,0 -80,2) | 68,7* | (58,6 -81,8) |
| <i>ABD PT rel</i> | 0,86 | (0,15) | 1,05* | (0,16) | 0,83† | (0,15) |
| <i>ADU PT abs</i> | 82,9 | (16,1) | 98,8 | (22,6) | 95,8* | (22,3) |
| <i>ADU PT rel</i> | 1,28 | (0,26) | 1,48* | (0,27) | 1,21† | (0,23) |
| Σ <i>ABD e ADU abs</i> | 144,3 | (25,6) | 169,7* | (37,7) | 167,4* | (38,0) |
| Σ <i>ABD e ADU rel</i> | 2,14 | (0,38) | 2,53* | (0,41) | 2,10† | (0,35) |
| <i>Razão ABD/ADU</i> | 0,65 | (0,60 -0,74) | 0,72 | (0,68 -0,77) | 0,73* | (0,65 -0,84) |
| Tronco | | | | | | |
| <i>FLX PT abs</i> | 37,1 | (25,8 -47,9) | 64,3* | (52,3 -82,0) | 135,7*† | (112,5 -156,1) |
| <i>FLX PT rel</i> | 0,53 | (0,38 -0,67) | 0,93* | (0,78 -1,17) | 1,82*† | (1,45 -2,02) |
| <i>EXT PT abs</i> | 42,1 | (32,3 -47,2) | 56,3* | (39,6 -67,0) | 314,9*† | (223,6 -345,4) |
| <i>EXT PT rel</i> | 0,65 | (0,53 -0,76) | 0,83* | (0,59 -1,00) | 3,93*† | (2,75 -4,33) |
| Σ <i>FLX e EXT abs</i> | 76,0 | (62,6 - 94,5) | 119,0* | (91,7 - 146,3) | 433,1*† | (352,0 - 485,7) |
| Σ <i>FLX e EXT rel</i> | 1,18 | (1,05 - 1,30) | 1,71* | (1,53 - 2,10) | 5,72*† | (4,70 - 6,38) |
| <i>Razão FLX/EXT</i> | 0,87 | (0,70 -1,18) | 1,28* | (0,91 -1,73) | 0,44*† | (0,39 -0,59) |

*Diferença significativa comparado com PPa ($P \leq 0,05$); †Diferença significativa comparado com PPb.

Σ : somatório; Abs: força muscular absoluta (N.m); ABD: abdução; ADU: adução; EXT: extensão; FLX: flexão; PT: pico de torque; Rel: força muscular relativa (N.m/kg);

Não houve diferença significativa na ENM nos músculos primários dos testes isocinéticos de abdução (deltoide medial) e adução (peitoral maior e grande dorsal) do ombro entre os grupos PPa, PPb e GC (Tabela 10). A ENM dos músculos primários dos testes isométricos de flexão (reto abdominal) e extensão (grande dorsal e eretores da espinha) de tronco também não apresentaram diferenças significantes entre os grupos PPa e PPb (Tabela 10).

O músculo reto abdominal apresentou diferença na ENM entre o PPa e GC (0,033 N.m/μV vs 0,049 N.m/μV, respectivamente, $P \leq 0,05$) no teste isométrico de flexão de tronco (Tabela 10). O GC obteve uma ENM significativamente maior comparado ao PPa e PPb para os músculos peitoral maior, reto abdominal, grande dorsal e deltoide medial no teste isométrico de extensão de tronco (Tabela 10).

Tabela 10: Dados da Eficiência Neuromuscular (N.m/μV) para os grupos paraplegia alta (PPa), baixa (PPb) e controle (GC), considerando os testes de força máxima em dinamômetro isocinético. Os resultados estão apresentados em mediana (percentis 25 e 75).

| | PPa | | PPb | | GC | |
|----------------------------|-------|-----------------|--------|-----------------|---------|-----------------|
| Abdução de Ombro | | | | | | |
| <i>Peitoral Maior</i> | 0,048 | (0,023 - 0,066) | 0,060 | (0,045 - 0,074) | 0,048† | (0,036 - 0,057) |
| <i>Reto Abdominal</i> | 0,048 | (0,040 - 0,056) | 0,058* | (0,043 - 0,068) | 0,041† | (0,032 - 0,053) |
| <i>Grande Dorsal</i> | 0,041 | (0,018 - 0,055) | 0,043 | (0,035 - 0,065) | 0,041 | (0,027 - 0,063) |
| <i>Eretores da Espinha</i> | 0,116 | (0,034 - 0,182) | 0,085 | (0,034 - 0,175) | 0,041† | (0,028 - 0,109) |
| <i>Deltoide Medial</i> | 0,003 | (0,002 - 0,004) | 0,002 | (0,002 - 0,004) | 0,041 | (0,001 - 0,004) |
| Adução de Ombro | | | | | | |
| <i>Peitoral Maior</i> | 0,008 | (0,005 - 0,025) | 0,011 | (0,005 - 0,015) | 0,008 | (0,005 - 0,020) |
| <i>Reto Abdominal</i> | 0,072 | (0,061 - 0,083) | 0,060 | (0,037 - 0,085) | 0,032*† | (0,018 - 0,051) |
| <i>Grande Dorsal</i> | 0,010 | (0,004 - 0,033) | 0,015 | (0,010 - 0,026) | 0,017 | (0,008 - 0,020) |
| <i>Eretores da Espinha</i> | 0,147 | (0,048 - 0,244) | 0,084 | (0,046 - 0,197) | 0,042*† | (0,032 - 0,111) |
| <i>Deltoide Medial</i> | 0,024 | (0,012 - 0,061) | 0,052 | (0,022 - 0,069) | 0,027 | (0,014 - 0,056) |
| Flexão de Tronco | | | | | | |
| <i>Peitoral Maior</i> | 0,038 | (0,024 - 0,050) | 0,056* | (0,039 - 0,079) | 0,110*† | (0,062 - 0,140) |
| <i>Reto Abdominal</i> | 0,033 | (0,022 - 0,040) | 0,036 | (0,024 - 0,046) | 0,049* | (0,035 - 0,061) |
| <i>Grande Dorsal</i> | 0,038 | (0,028 - 0,074) | 0,054 | (0,029 - 0,123) | 0,135*† | (0,066 - 0,227) |
| <i>Eretores da Espinha</i> | 0,070 | (0,026 - 0,114) | 0,115* | (0,033 - 0,169) | 0,071 | (0,053 - 0,205) |
| <i>Deltoide Medial</i> | 0,024 | (0,011 - 0,047) | 0,041* | (0,028 - 0,071) | 0,105*† | (0,047 - 0,263) |
| Extensão de Tronco | | | | | | |
| <i>Peitoral Maior</i> | 0,034 | (0,021 - 0,058) | 0,033 | (0,021 - 0,059) | 0,177*† | (0,127 - 0,236) |
| <i>Reto Abdominal</i> | 0,034 | (0,030 - 0,043) | 0,036 | (0,030 - 0,057) | 0,192*† | (0,141 - 0,245) |
| <i>Grande Dorsal</i> | 0,020 | (0,009 - 0,037) | 0,032 | (0,018 - 0,045) | 0,138*† | (0,084 - 0,264) |
| <i>Eretores da Espinha</i> | 0,076 | (0,026 - 0,123) | 0,059 | (0,025 - 0,103) | 0,072 | (0,049 - 0,226) |
| <i>Deltoide Medial</i> | 0,026 | (0,011 - 0,056) | 0,038 | (0,021 - 0,068) | 0,169*† | (0,088 - 0,340) |

*Diferença significativa comparado com PPa ($P \leq 0,05$); †Diferença significativa comparado com PPb.

Não houve diferença significativa no valor de RMS nos músculos primários dos testes isocinéticos de abdução (deltoide medial) e adução (peitoral maior) do ombro, e isométricos de flexão (reto abdominal) e extensão (erectores da espinha e grande dorsal) de tronco entre os grupos PPa e PPb (Tabela 11). O GC apresentou resultados de RMS inferiores à PPb nos músculos primários no teste isocinético de abdução (deltoide, 105,6% vs 111,3%, respectivamente, $P \leq 0,05$) e adução (grande dorsal, 96,9% vs 99,1%, respectivamente, $P \leq 0,05$) de ombro e isométrico de extensão de tronco (erectores da espinha, 83,0% vs 95,7%, respectivamente, $P \leq 0,05$) (Tabela 11).

Tabela 11: Dados descritivos do RMS (*root mean square*) em percentual para dos grupos paraplegia alta (PPa), baixa (PPb) e controle (GC) para os testes de força máxima em dinamômetro isocinético. O valor percentual máximo foi obtido pela maior média alcançada nos janelamentos sobrepostos de 0,2 segundos na repetição que o pico de torque foi alcançado nos testes isocinéticos e nos 6 segundos do teste isométrico. Os resultados estão apresentados mediana (percentis 25 e 75).

| | PPa | | PPb | | GC | |
|---------------------------|-------|-----------------|--------|-----------------|--------|-----------------|
| Abdução de Ombro | | | | | | |
| PM | 105,6 | (95,7 - 112,8) | 108,7 | (103,2 - 112,1) | 108,3 | (103 - 111,7) |
| RA | 100,3 | (99,6 - 101,4) | 101,7* | (100,6 - 105,0) | 102,5* | (101,1 - 104,8) |
| GD | 102,0 | (91,2 - 105,4) | 103,4 | (97,8 - 107,5) | 101,0 | (96,5 - 106,3) |
| EE | 100,1 | (94,7 - 101,9) | 105,5* | (103,3 - 108,7) | 101,4† | (96,0 - 104,5) |
| DM | 108,4 | (100,3 - 111,3) | 111,3 | (105,5 - 114,4) | 105,6† | (100,4 - 112,1) |
| Adução de Ombro | | | | | | |
| PM | 96,1 | (88,4 - 103) | 97,4 | (87,4 - 105,3) | 97,2 | (90,6 - 104,8) |
| RA | 100,7 | (99,8 - 102) | 103,3* | (100,3 - 107,9) | 100,2† | (93,7 - 104) |
| GD | 95,9 | (92,8 - 104) | 99,1* | (94,6 - 109,1) | 96,9† | (87,2 - 101,7) |
| EE | 100,6 | (97,3 - 104,4) | 107,3* | (101,4 - 112,2) | 104,1 | (95,4 - 107,4) |
| DM | 104,7 | (96,9 - 116,3) | 104,9 | (99,2 - 115,9) | 104,4 | (91,6 - 115,7) |
| Flexão de Tronco | | | | | | |
| PM | 16,1 | (10,5 - 19) | 16,0 | (13,3 - 24,6) | 16,5 | (13,1 - 29,7) |
| RA | 87,7 | (74,3 - 95,3) | 87,5 | (64,6 - 100,3) | 94,3 | (74,8 - 98,6) |
| GD | 99,0 | (94,5 - 99,6) | 94,5 | (80,2 - 99,5) | 85,7*† | (74,5 - 92,9) |
| EE | 84,7 | (71,3 - 91,5) | 88,0 | (74,2 - 99,4) | 90,2 | (73,0 - 98,1) |
| DM | 99,4 | (99 - 99,7) | 99,1 | (93,0 - 100,7) | 95,8* | (72,0 - 99,6) |
| Extensão de Tronco | | | | | | |
| PM | 87,3 | (70,7 - 97,4) | 90,9 | (72,9 - 97,4) | 89,2 | (73,7 - 99,5) |
| RA | 99,3 | (98,5 - 99,5) | 99,7 | (98,6 - 100,6) | 99,5 | (95,7 - 101,3) |
| GD | 82,5 | (66,8 - 89,4) | 80,3 | (68,1 - 92,1) | 82,6 | (72,8 - 89,1) |
| EE | 99,5 | (98,0 - 100,2) | 95,7 | (92,1 - 101,9) | 83,0*† | (67,8 - 98,4) |
| DM | 82,1 | (64,9 - 94,6) | 77,5 | (65,2 - 98,8) | 80,1 | (68,0 - 90,2) |

*Diferença significativa comparado com PPa ($P \leq 0,05$); †Diferença significativa comparado com PPb. DM: deltoide medial; EE: erectors da espinha; GD: grande dorsal; PM: peitoral maior; RA: reto abdominal.

Todos os valores da escala e subescalas da SCIM-III foram significativamente maiores no grupo PPb comparados à PPa (Tabela 12). Para os desfechos da AMWC-Brasil, não houve diferença entre os grupos, apenas para o “somatório da pontuação de habilidade” ($P > 0,05$) (Tabela 12).

Tabela 12: Dados descritivos dos desfechos de independência funcional, SCIM-III e AMWC-Brasil, nos grupos paraplegia alta (PPa) e baixa (PPb). Os resultados dos desfechos da AMWC-Brasil, somatório do tempo de desempenho e 3 minutos de propulsão da cadeira de rodas estão descritos em média (desvio padrão). As outras variáveis estão exibidas em mediana (percentis 25 e 75).

| | PPa | | PPb | | TOTAL | |
|--------------------|--------|------------------|---------|-----------------|--------|------------------|
| n | 27 | | 27 | | 54 | |
| SCIM-III | | | | | | |
| Total | 67 | (66 -68) | 70* | (68 -71) | 68 | (66 -70) |
| Autocuidado | 18 | (17 -18) | 18* | (18 -18) | 18 | (18 -18) |
| Man. R&E | 33 | (33 -33) | 33* | (33 -34) | 33 | (33 -33) |
| Mobilidade | 17 | (16 -18) | 19* | (17 -19) | 17 | (16 -19) |
| AMWC-Brasil | | | | | | |
| ∑ PH | 17,0 | (16,5 -17,0) | 17,0 | (16,5 -17,0) | 17,0 | (16,5 -17,0) |
| ∑ TT | 246,92 | (142,48 -326,84) | 137,06* | (96,69 -223,15) | 170,37 | (124,42 -291,79) |
| ∑ PD | 21,65 | (±2,86) | 19,06* | (±2,17) | 20,35 | (±2,84) |
| 3-min | 253,6 | (±32,6) | 291,6* | (±35,3) | 272,6 | (±38,8) |

*Diferença significativa comparado com PPa ($P \leq 0,05$).

∑: somatório; 3-min: teste de três minutos de propulsão em cadeira de rodas (m); AMWC: *Adapted Manual Wheelchair Circuit*; CR: cadeira de rodas; PD: pontuação de desempenho (seg); PH: pontuação de habilidade; Man. R&E: manejo respiratório e esfinteriano; SCIM-III: medida de independência funcional em lesão medular, versão III.; TT: tempo total dos itens (seg).

9.3.3 Predição da independência funcional

Os modelos de equação cúbicos foram os que apresentaram melhores resultados para os desfechos avaliados. As equações de regressão foram significantes, porém, os valores para “somatórios da pontuação de habilidade” e “do tempo total dos itens” foram os mais baixos ($R = 0,59$ e $0,68$, respectivamente, $P \leq 0,05$).

O somatório dos picos de torque relativos de flexão e extensão de tronco foi a variável que apresentou melhor capacidade preditiva dentre as da força muscular para a escala SCIM-III ($R = 0,78$, $P \leq 0,05$; $\beta = 0,34$, $P \leq 0,05$) (Tabela 13). O somatório dos picos de torque relativos de abdução e adução de ombro foi a variável de força muscular com maior capacidade preditora para o “somatório da pontuação de habilidade” e “tempo total de todos os itens” ($\beta = 0,37$, $\beta = 0,12$, respectivamente, $P \leq 0,05$) (Tabela 13). Nos itens “três minutos de propulsão da cadeira de rodas” e “somatório do tempo de desempenho”, o pico de torque relativo da abdução de ombro foi utilizado nos modelos de equação ($\beta = 7,04$, $\beta = -0,27$, respectivamente, $P \leq 0,05$) (Tabela 13).

O pico de torque absoluto apresentou os piores modelos de regressão relacionados à independência funcional e habilidade em cadeira de rodas. As outras variáveis preditoras que entraram nos modelos de regressão foram nível de lesão medular, tempo de lesão, IMC e idade (Tabela 13).

Tabela 13: Valores de R e R² da SCIM-III e dos desfechos da AMWC-Brasil, pesos (β) e valores de significância (P) para as variáveis preditoras determinadas pela regressão cúbica *stepwise*.

| | SCIM-III | | AMWC-Brasil | | | | | | | |
|--|----------|-------|-------------|-------|-------------|-------|-------------|-------|---------|-------|
| | | | Σ PH | | Σ PD | | Σ TT | | 3-min | |
| R | 0,78 | | 0,59 | | 0,77 | | 0,68 | | 0,72 | |
| R ² | 0,61 | | 0,35 | | 0,59 | | 0,46 | | 0,52 | |
| | β | P | β | P | β | P | β | P | β | P |
| Σ FLX e EXT rel | 0,34 | <0,01 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| (Σ FLX e EXT rel) ² | 0,07 | 0,50 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| (Σ FLX e EXT rel) ³ | 0,01 | 0,71 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Nível de Lesão | 0,40 | <0,01 | 0,02 | 0,95 | - | - | 0,62 | 0,04 | 19,40 | <0,01 |
| (Nível de Lesão) ² | 0,05 | 0,71 | -0,13 | 0,43 | - | - | -0,13 | 0,38 | -5,04 | 0,36 |
| (Nível de Lesão) ³ | -0,10 | 0,44 | 0,09 | 0,59 | - | - | -0,11 | 0,48 | -3,23 | 0,56 |
| Tempo de LM | 0,59 | <0,01 | - | - | -0,28 | <0,01 | 0,18 | 0,35 | 7,45 | 0,29 |
| (Tempo de LM) ² | -0,03 | 0,88 | - | - | 0,14 | 0,48 | 0,15 | 0,54 | 5,53 | 0,52 |
| (Tempo de LM) ³ | -0,06 | 0,40 | - | - | -0,02 | 0,72 | -0,06 | 0,43 | -2,38 | 0,42 |
| Σ ABD e ADU rel | - | - | 0,37 | <0,01 | - | - | 0,12 | <0,01 | - | - |
| (Σ ABD e ADU rel) ² | - | - | -0,27 | 0,02 | - | - | 0,05 | 0,60 | - | - |
| (Σ ABD e ADU rel) ³ | - | - | 0,04 | 0,64 | - | - | 0,07 | 0,33 | - | - |
| IMC | - | - | -0,17 | 0,58 | - | - | - | - | - | - |
| IMC ² | - | - | 0,05 | 0,71 | - | - | - | - | - | - |
| IMC ³ | - | - | 0,06 | 0,47 | - | - | - | - | - | - |
| ABD PT rel | - | - | - | - | -0,27 | <0,01 | - | - | 7,04 | <0,01 |
| (ABD PT rel) ² | - | - | - | - | 0,03 | 0,75 | - | - | -0,37 | 0,92 |
| (ABD PT rel) ³ | - | - | - | - | -0,11 | 0,09 | - | - | 3,58 | 0,18 |
| Idade | - | - | - | - | 0,42 | <0,01 | - | - | - | - |
| Idade ² | - | - | - | - | 0,14 | 0,40 | - | - | - | - |
| Idade ³ | - | - | - | - | -0,12 | 0,20 | - | - | - | - |

Todas as equações apresentaram significância estatística ($P \leq 0,05$).

Σ : somatório; 3-min: teste de três minutos de propulsão em cadeira de rodas; ABD: abdução de ombro; ADU: adução de ombro; EXT: extensão de tronco; FLX: flexão de tronco; IMC: índice de massa corporal; LM: lesão medular; PD: pontuação de desempenho; PH: pontuação de habilidade; PT: pico de torque; rel: torque relativo; TT: tempo total dos itens.

As equações de predição calculadas com os valores de ENM associados com as covariáveis de melhor capacidade preditiva (IMC, idade, nível e tempo de lesão) apresentaram resultados inferiores de regressão aos estabelecidos com a força relativa à massa corporal (SCIM-III: $R = 0,59$ vs $0,78$; Σ PH: $R = 0,44$ vs $0,77$; Σ PD: $R = 0,63$ vs $0,77$; Σ TT: $R = 0,61$ vs $0,68$; 3-min: $R = 0,57$ vs $0,72$) (Tabela 14). O músculo reto abdominal no teste isocinético de abdução de ombro foi a única variável que apresentou resultados de ENM significantes para a escala SCIM-III e os todos os desfechos da AMWC-Brasil (Tabela 14).

Tabela 14: Valores de significância (P) dos resultados de ENM dos músculos peitoral maior, reto abdominal, grande dorsal, eretores da espinha e grande dorsal nos testes de força isocinético e isométrico para os desfechos de independência funcional SCIM-III e desfechos da AMWC-Brasil.

| | SCIM-III | AMWC-Brasil | | | |
|---------------------------|----------|-------------|-------------|-------------|-------|
| | | Σ PH | Σ PD | Σ TT | 3-min |
| R | 0,59 | 0,44 | 0,63 | 0,61 | 0,57 |
| R ² | 0,35 | 0,19 | 0,39 | 0,38 | 0,33 |
| Abdução de Ombro | | | | | |
| Peitoral Maior | 0,95 | 0,70 | 0,02* | 0,35 | 0,41 |
| Reto Abdominal | 0,02* | 0,01* | <0,01* | <0,01* | 0,02* |
| Grande Dorsal | 0,18 | 0,82 | 0,39 | 0,51 | 0,50 |
| Eretores da Espinha | 0,76 | 0,43 | 0,18 | 0,34 | 0,91 |
| Deltoide Medial | 0,14 | 0,09 | 0,07 | 0,20 | 0,62 |
| Adução de Ombro | | | | | |
| Peitoral Maior | 0,94 | 0,32 | 0,09 | 0,32 | 0,64 |
| Reto Abdominal | 0,56 | 0,25 | 0,34 | 0,27 | 0,55 |
| Grande Dorsal | 0,78 | 0,29 | 0,56 | 0,53 | 0,25 |
| Eretores da Espinha | 0,93 | 0,28 | 0,11 | 0,18 | 0,80 |
| Deltoide Medial | 0,43 | 0,34 | 0,99 | 0,43 | 0,94 |
| Flexão de Tronco | | | | | |
| Peitoral Maior | 0,89 | 0,83 | 0,10 | 0,97 | 0,47 |
| Reto Abdominal | 0,46 | 0,67 | 0,12 | 0,42 | 0,87 |
| Grande Dorsal | 0,57 | 0,89 | 0,52 | 0,49 | 0,08 |
| Eretores da Espinha | 0,17 | 0,64 | 0,17 | 0,25 | 0,96 |
| Deltoide Medial | 0,19 | 0,59 | 0,40 | 0,04 | 0,61 |
| Extensão de Tronco | | | | | |
| Peitoral Maior | 0,48 | 0,45 | 0,19 | 0,81 | 0,90 |
| Reto Abdominal | 0,89 | 0,87 | 0,33 | 0,73 | 0,77 |
| Grande Dorsal | 0,28 | 0,29 | 0,39 | 0,53 | 0,40 |
| Eretores da Espinha | 0,92 | 0,81 | 0,31 | 0,89 | 0,68 |
| Deltoide Medial | 0,07 | 0,13 | 0,70 | 0,08 | 0,35 |

Todas as equações apresentaram significância estatística ($P \leq 0,05$).

Σ : somatório; 3-min: teste de três minutos de propulsão em cadeira de rodas; PD: pontuação de desempenho; PH: pontuação de habilidade; PT: pico de torque; TT: tempo total dos itens.

9.3.4 Colinearidade das variáveis preditoras

Dentre as variáveis que entraram na mesma equação de predição, o nível de lesão medular correlacionou-se significativamente com os somatórios de picos de torque relativos de abdução e adução de ombro e flexão e extensão de tronco ($\rho = 0,32$ e $0,58$, $P \leq 0,05$, respectivamente) (Tabela 15). A idade também apresentou correlação positiva e significativa com o tempo de lesão medular ($\rho = 0,28$, $P \leq 0,05$) (Tabela 15). Embora significantes, as correlações foram classificadas como fracas ou moderadas, mas consideradas para a análise da equação de predição de independência funcional.

Tabela 15: Correlação de Spearman entre as variáveis com maiores valores preditores para a SCIM-III e os desfechos da AMWC-Brasil.

| | Nível de LM | Idade | Tempo de LM | IMC | ABD PT rel | Σ ABD e ADU rel | Σ FLX e EXT rel |
|--|-------------|-------|-------------|-------|------------|------------------------|------------------------|
| Nível de LM | 1,00 | 0,19 | 0,06 | 0,16 | 0,44* | 0,32* | 0,58* |
| Idade | 0,19 | 1,00 | 0,28* | 0,42* | 0,21 | 0,11 | 0,24 |
| Tempo de LM | 0,06 | 0,28* | 1,00 | 0,09 | 0,12 | 0,01 | 0,21 |
| IMC | 0,16 | 0,42* | 0,09 | 1,00 | -0,02 | -0,14 | 0,08 |
| ABD PT rel | 0,44* | 0,21 | 0,12 | -0,02 | 1,00 | 0,90* | 0,52* |
| Σ ABD e ADU rel | 0,32* | 0,11 | 0,01 | -0,14 | 0,90* | 1,00 | 0,44* |
| Σ FLX e EXT rel | 0,58* | 0,24 | 0,21 | 0,08 | 0,52* | 0,44* | 1,00 |

* $P \leq 0,05$.

Σ : somatório; ABD: abdução de ombro; ADU: adução de ombro; EXT: extensão de tronco; FLX: flexão de tronco; IMC: índice de massa corporal; LM: lesão medular; PT: pico de torque; Rel: força muscular relativa (N.m/kg)

9.3.5 Pontos de corte de força para independência funcional

O somatório dos picos de torque relativos de flexão e extensão de tronco apresentou o ponto de corte de 1,42 N.m/kg para alcançar a pontuação 70 da escala SCIM-III (Tabela 16, Figura 16). O somatório dos picos de torque relativos de abdução e adução de ombro apresentou pontos de corte de 2,12 N.m/kg e 2,13 N.m/kg para “somatório da pontuação de habilidade” (pontuação total de 17,0) e de “tempo total de todos os itens” (124,4 seg), respectivamente (Tabela 16 e Figura 16). Os pontos de corte para os picos de torque de abdução de ombro nos itens “três minutos de propulsão da cadeira de rodas” (300,0 m) e “somatório do tempo de desempenho” (18,5 seg) foram de 0,96 e 0,97, respectivamente (Tabela 16 e Figura 16).

Tabela 16: Resultado da curva ROC (do inglês, *receiver operating characteristic*) entre os picos de torque relativos com maiores valores preditivos e a escala SCIM e os desfechos da AMWC-Brasil para o percentil 75.

| | VT | AAC | IC95% | SEN | ESP | PCF |
|--------------------------------------|-------|------|-------------|------|------|------|
| ∑ FLX e EXT relativo (N.m/kg) | | | | | | |
| SCIM-III | 70 | 0,77 | 0,63 - 0,91 | 0,64 | 0,80 | 1,42 |
| ∑ ABD e ADU relativo (N.m/kg) | | | | | | |
| ∑ da pontuação de habilidade | 17,0 | 0,73 | 0,57 - 0,88 | 0,60 | 0,85 | 2,12 |
| ∑ do tempo de todos os itens (seg) | 124,4 | 0,72 | 0,55 - 0,89 | 0,69 | 0,78 | 2,53 |
| ABD PT relativo (N.m/kg) | | | | | | |
| ∑ do tempo de desempenho (seg) | 18,5 | 0,80 | 0,66 - 0,94 | 0,85 | 0,68 | 0,97 |
| 3 minutos de propulsão da CR (m) | 300,0 | 0,74 | 0,58 - 0,89 | 0,65 | 0,86 | 0,96 |

A área abaixo da curva foi estatisticamente diferente da linha de referência da curva ROC para todas as variáveis exibidas ($P \leq 0,05$).

∑: somatório; AAC: área abaixo da curva; ABD: abdução de ombro; ADU: adução de ombro; ESP: especificidade; EXT: extensão de tronco; FLX: flexão de tronco; IC: intervalo de confiança; PCF: ponto de corte de força muscular; PT: pico de torque; SEN: sensibilidade; VT: valor do teste.

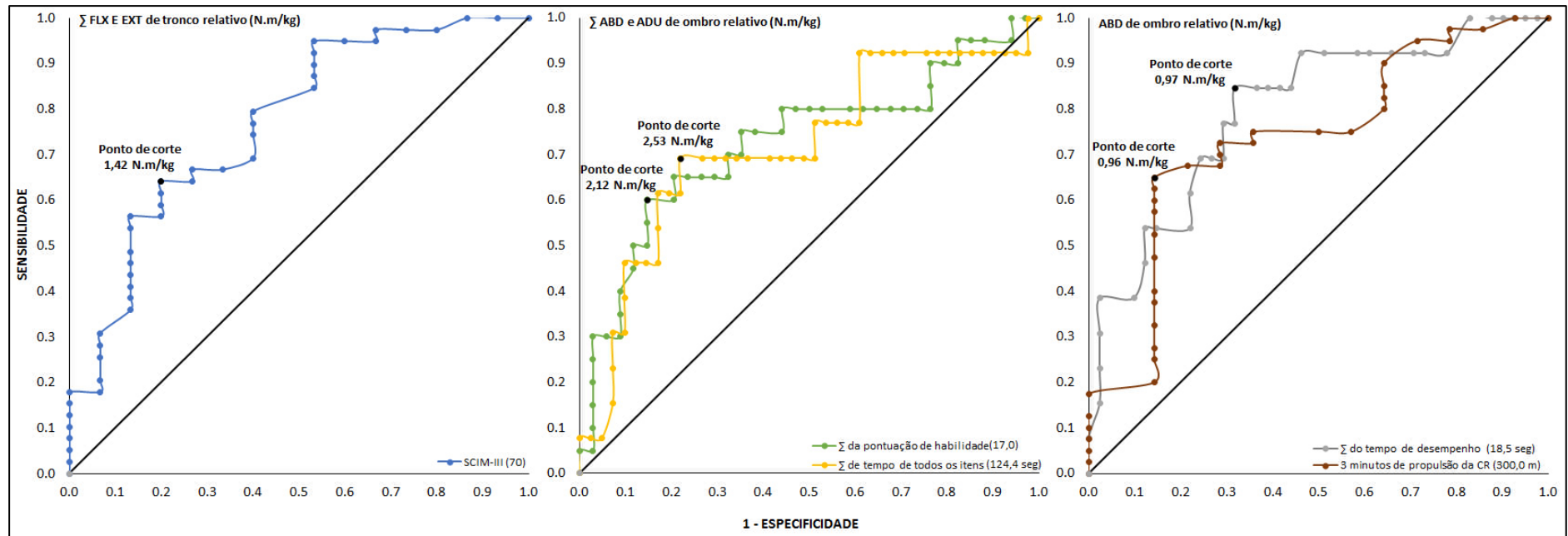


Figura 16: Curvas ROC e pontos de corte para a SCIM e desfechos da AMWC-Brasil. Os pontos de corte foram definidos no percentil 75 para cada escala e com área abaixo da curva com significância estatística ($P \leq 0,05$).

9.4 Discussão

O presente estudo evidenciou que o pico de torque relativizado pela massa corporal apresentou melhor capacidade preditiva quando comparado aos valores absolutos, no que tange à independência funcional. O tempo de lesão, a idade e o nível de lesão foram preditores mais relevantes do que a força muscular, considerando-se a SCIM-III e em três dos quatro desfechos da AMWC-Brasil. Tal achado foi inesperado, entretanto, vale salientar que apenas a força muscular é passível de manipulação, dentre esses preditores. Por fim, pontos de corte advindos dos picos de torque com melhor capacidade preditiva foram calculados para prever indivíduos com maior e menor independência funcional.

Os profissionais que atuam com a reabilitação necessitam de marcadores em relação à independência funcional para avaliar a progressão e o seguimento do treinamento, além de determinar objetivos a serem alcançados durante o processo (51, 193). Ginis et al. (194) desenvolveram diretrizes de atividade física para adultos com lesão medular com sugestões de frequência, intensidade e métodos de treino, mas não há descrição de valores de referência da força muscular (194). No presente estudo, pontos de corte para valores de força muscular relativa foram estabelecidos para independência funcional e habilidades em cadeira de rodas.

A força muscular relativizada por variáveis de composição corporal pode relacionar-se mais adequadamente com a independência funcional e habilidade em cadeira de rodas. Ao mesmo tempo que valores reduzidos de força muscular podem dificultar transferências e propulsão da cadeira de rodas independentemente da massa corporal (29, 195, 196), indivíduos fortes, porém obesos, podem apresentar dificuldades. Apesar da massa muscular ser o maior determinante da força muscular (197-199), grandes volumes musculares acarretam pesos mais elevados e podem diminuir o desempenho em alguns esportes de resistência, que envolvam saltos ou movimentações em jogos coletivos (200). Similarmente, altos valores de massa corporal associados com uma força muscular diminuída podem influenciar negativamente a independência funcional e habilidades em cadeira de rodas (43, 195, 196).

No presente estudo, foram estabelecidos pontos de corte de pico de torque mensurados no dinamômetro isocinético para desfechos relacionados à independência funcional e habilidades em cadeira de rodas. A escala SCIM-III é amplamente utilizada em programas de reabilitação e como desfechos em estudos de independência funcional (43, 111, 201, 202). No entanto, já foi reportado, na literatura, o efeito “teto” em indivíduos com paraplegia, diminuindo a sensibilidade para avaliação funcional e, conseqüentemente, interferência na determinação de metas de reabilitação (43, 77, 82). Scivoletto et al. (202) reportaram que é necessária uma mudança de 4 pontos na escala SCIM-III para ser considerada uma alteração significativa. Nessa investigação, embora a diferença entre os grupos paraplegia alta e baixa ter sido de 3 pontos, a escala SCIM-III e todas as suas subescalas apresentaram diferenças significantes entre os grupos. O somatório dos picos de torque relativos de flexão e extensão de tronco foi a variável de força com melhor predição para a SCIM-III e o modelo de equação conseguiu explicar 61% da independência funcional. Nesse sentido, a musculatura do tronco é fundamental para o equilíbrio e estabilização do corpo, aspectos necessários para uma produção de força ideal em

situações cotidianas e gestos desportivos (57). Dessa forma, o ponto de corte de 1,42 N.m/kg no teste de força é necessário para alcançar 70 pontos de independência na escala SCIM-III.

A habilidade em cadeira de rodas foi avaliada por quatro desfechos da AMWC-Brasil e apenas o “somatório da pontuação de habilidade” não diferenciou os grupos paraplegia alta e baixa. Esse mesmo desfecho também apresentou efeito “teto” nos estudos de Kilkens et al. (11, 21) e no de Cowan et al. (22) mesmo sem estratificar os grupos paraplegia. Além disso, o “somatório da pontuação de habilidade” apresentou menor valor de correlação dentre os desfechos da AMWC-Brasil. Por outro lado, os “três minutos de propulsão em cadeira de rodas” e os somatórios da “pontuação de desempenho” e do “tempo total dos itens” apresentaram diferenças significantes entre os grupos paraplegia e os modelos de equação conseguiram explicar 52%, 59% e 46%, respectivamente, das habilidades em cadeira de rodas avaliadas. As variáveis de força que apresentaram melhor capacidade preditiva foram o somatório dos picos de torque relativos de abdução e adução e de ombro e o pico de torque relativo de abdução de ombro.

Diversos autores excluem os exercícios de abdução de ombro com o intuito de minimizar lesões nos ombros, os quais possuem alta prevalência em indivíduos com lesão medular (42, 203-205). Estudos propõem intervenções baseadas em treinamento de força enfatizando a flexibilidade da musculatura anterior de tronco e fortalecimento da região posterior (89, 205-207). Entretanto, a abdução de ombro, assim como a adução, é importante para a propulsão em cadeira de rodas e atividades de vida diária (29, 48, 52, 53, 89, 146, 203, 208). Além disso, o desequilíbrio muscular entre musculaturas antagonistas do ombro parece ser o fator mais relevante do que a força isolada de um músculo em relação aos riscos de lesão, como a síndrome do impacto (48, 53, 89, 203). Na literatura, existem resultados divergentes para indivíduos com e sem lesão medular. Burnham et al. (89) encontrou valores de 0,77 e 0,56 para a razão entre abdução e adução de ombro, Souza et al. (48), determinaram razões de 1,18 e 1,16 e Kotarjavi et al. (52), razões de 0,56 e 0,56 para grupos controle e em indivíduos com paraplegia, respectivamente. Dessas pesquisas, apenas Kotarjavi et al. (52) avaliaram a abdução e adução de ombro isometricamente. Alguns autores associam um valor maior da razão entre abdução e adução de ombro com um risco aumentado de síndrome do impacto, devido ao enfraquecimento dos depressores de ombro, o que permite os abdutores pressionarem a cabeça do úmero na cavidade glenoide (52, 89). No presente estudo, a razão entre abdução e adução de ombro foi significativamente menor no grupo paraplegia alta (0,65) comparado ao grupo controle (0,73) minimizando as possibilidades de lesão no grupo paraplegia alta. Nesse sentido, vale destacar que não foi reportado qualquer queixa ou incômodo pelos participantes.

Além do pico de torque relativo e absoluto, as covariáveis IMC, nível e tempo de lesão medular e idade também foram preditoras nos modelos de regressão. Apenas idade e tempo de lesão correlacionaram-se significativamente e entraram simultaneamente na equação de regressão. Porém, o valor da correlação foi baixo (0,28), minimizando o risco de colinearidade. Ao contrário de outros estudos que encontraram valores reduzidos de β para idade e tempo de lesão (23, 25, 43), esses preditores foram os que apresentaram maior influência, respectivamente, para a SCIM-III e “somatório

da pontuação de desempenho” da AMWC-Brasil. Os modelos de equação calculados explicaram de 35% a 61% da independência funcional e das habilidades em cadeira de rodas avaliadas. Conseqüentemente, outros preditores interferem nos desfechos avaliados e a compreensão da relação de outras variáveis com a independência funcional reforça a importância de futuras pesquisas.

No presente estudo, os testes de força de abdução e adução de ombro e flexão e extensão de tronco foram sensíveis o suficiente para detectar diferenças de força muscular entre os grupos comparados. Os picos de torque relativos nos exercícios de ombro foram significativamente maiores no grupo paraplegia baixa comparados aos grupos controle e paraplegia alta. Entretanto, os valores de ENM e RMS para os músculos primários desses mesmos exercícios não foram diferentes entre os dois grupos. A ENM avalia as adaptações neurais e musculares de um grupo muscular específico (67) e mudanças de tipos de fibra muscular em deltoide já foram reportadas em diferentes níveis de lesão medular (85). No entanto, os grupos musculares envolvidos na abdução e adução de ombro estão totalmente preservados em indivíduos com paraplegia, pois as inervações para esses músculos originam-se acima dos níveis medulares comprometidos (209). Dessa forma, não era esperado que detectássemos alterações de ENM para deltoide, peitoral maior e grande dorsal entre os grupos com paraplegia e controle. A *root mean square* (RMS) é utilizada como uma forma de quantificação dos sinais neurais provenientes do comando central para a músculo (116). Os testes de força muscular realizados no presente estudo foram máximos, demandando grande ativação das unidades motoras e conseqüente aumento dos valores de RMS. O grande dorsal apresentou um maior valor de RMS no grupo PPb comparado à PPa e GC atuando como músculo primário da adução de ombro. Esse grupo muscular já foi associado com atividades relacionadas à independência funcional como transferências (46) e alívio de pressão (47) em indivíduos com paraplegia baixa. Levanta-se a possibilidade, dessa forma, do grupo paraplegia baixa utilizar o grande dorsal de forma específica nas atividades diárias, aumentando a capacidade de recrutamento dessas unidades motoras.

Os testes isométricos de flexão e extensão de tronco não haviam sido utilizados em estudos no contexto da lesão medular e foram utilizados com o intuito de detectar diferenças entre os grupos paraplegia alta, baixa e o grupo controle. A musculatura abdominal tem sua inervação proveniente dos nervos intercostais, de T7 a T11, e os eretores da espinha são inervados pelos nervos espinhais, ambos influenciam o equilíbrio de tronco (1, 4, 5, 103). Esses níveis estão discriminados nos grupos avaliados, pois no grupo paraplegia alta foram incluídos indivíduos até T6. Foram encontradas diferenças no pico de torque relativo à massa corporal entre os três grupos no teste de flexão e extensão de tronco, demonstrando sua responsividade. Portanto, esse teste pode ser utilizado comparativamente em validade de escalas, avaliação de intervenções ou mesmo como auxílio para classificações funcionais.

Embora ainda seja um desfecho raro na literatura (210) e, no conhecimento dos autores, não havia sido utilizada na lesão medular, a ENM avalia o estado funcional de diferentes grupos musculares pela relação EMG-torque, elevação da atividade neural com o aumento força voluntária (67, 211). No nosso estudo, esperávamos encontrar diferenças na ENM entre os grupos musculares primários de flexão e extensão de tronco entre PPa e PPb. Contudo, a ENM mostrou-se responsiva suficiente para

detectar as alterações neurais e as respostas de força nos grupos avaliados. Assim, tanto o pico de torque relativo quanto a RMS foram significativamente maiores nos indivíduos do PPb, mantendo o índice semelhante entre os grupos. A força muscular de indivíduos com lesão medular é dependente do estímulo neural preservado acima do nível da lesão. Assim, quanto mais alta a lesão, menor é a ativação neural e menor a produção de força. A proposta da ENM é avaliar a eficiência muscular do indivíduo, ou seja, maior produção de força com uma menor ativação neural (210) e o presente estudo evidenciou que esse desfecho pode não explicar adequadamente a comparação entre diferentes níveis de lesão medular. Por essa mesma razão, as equações de regressão que utilizaram a ENM como variável preditora apresentaram baixa correlação com a independência funcional. Por outro lado, a sensibilidade da ENM na interpretação das alterações neurais e de força muscular na lesão medular, permite que esse desfecho possa ser utilizado em pesquisas longitudinais entre os mesmos níveis de lesão medular ou comparando com grupos sem lesão, de forma que seja uma medida de avaliação de desempenho muscular após um período de treino ou reabilitação.

9.4.1 Limitações do estudo

Embora algumas características das cadeiras de rodas tenham sido registradas e, posteriormente, verificada a similaridade entre a distribuição nos grupos, muitas eram antigas e apresentavam pequenos problemas ou defeitos nos rolamentos. Apesar de aumentar a validade externa, com a falta de suporte financeiro para o reparo rotineiro ou eventualmente necessário, essa variável pode ter interferido no desempenho nos itens da AMWC, os quais precisavam ser realizados com rapidez. A constatação das limitações financeiras e sociais enfrentadas pelos participantes ficou evidente ao analisar a subescala “atividades de trabalho” da PASIPD. Essa subescala mensura os dias e as horas semanais de trabalho ou de estudo e, nesta pesquisa, o valor mediano encontrado para os grupos com lesão medular foi zero. Este contexto é relevante, de modo que as extrapolações dos resultados encontrados nesse estudo possam alcançar e interferir positivamente a população estudada.

A escala de atividade física para pessoas com deficiências (PASIPD) não foi traduzida para o português-brasileiro. Dessa forma, alguns itens não fazem sentido para a realidade brasileira como, por exemplo, a pergunta dez a qual questionava a frequência de retirada de neve ou corte de lenha para lareira. O viés é minimizado, no entanto, pois o valor zero foi atribuído para todos os avaliados, equiparando as comparações. Uma dissertação de mestrado com uma versão traduzida para português-Portugal foi encontrada (212), mas ainda com muitas diferenças culturais.

Por fim, os testes de abdução e adução de ombro foram utilizados, pois os músculos deltoide medial, grande dorsal e peitoral maior apresentam importância com a independência funcional e habilidades em cadeira de rodas (45, 47). Entretanto, outros grupos musculares ou a ação dos mesmos músculos em outros planos de movimento também apresentam relação com os desfechos de independência (45, 47). A depender da atividade de vida diária ou habilidade em cadeira de rodas testados, maiores valores de correlação talvez possam ser encontrados.

9.5 Conclusão

O presente estudo evidenciou que o pico de torque relativo de abdução e dos somatórios de picos de torque relativos de flexão e extensão de tronco e de abdução e adução de ombro são as variáveis de força muscular com melhor capacidade preditiva de independência e habilidade em cadeira de rodas. Além disso, essas variáveis conseguem discriminar adequadamente indivíduos com paraplegia alta e baixa e pontos de corte foram estabelecidos para que possam ser utilizados como referência de independência e habilidades em cadeira de rodas.

A eficiência neuromuscular apresentou baixa capacidade preditiva com a independência funcional e não foi adequada para analisar as alterações de força e estímulo neural em diferentes níveis de lesão medular. Todavia, tanto o comprometimento neural quanto a força relativa foram adequadamente avaliadas pela ENM. Essa responsividade permite que a ENM seja utilizada em entre os mesmos níveis de lesão ou em comparação à grupos controle para avaliar o estado funcional de um grupo muscular após um período de treino ou reabilitação.

10. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nossos achados visam contribuir com uma melhor sistematização de instrumentos de medidas e metas quantificáveis de força relativa, de modo que o processo de reabilitação de indivíduos com LM possa ser mais bem direcionados pelos profissionais da saúde. Inicialmente, foram conduzidas duas pesquisas para aumentar a validade interna do estudo principal. A primeira estabeleceu um protocolo de familiarização para teste de força máxima em dinamômetro isocinético: uma sessão de 2 séries de 10 repetições submáximas em uma classificação de “2” na escala de percepção de esforço de OMNI e na velocidade do teste máximo. A segunda pesquisa validou e adaptou culturalmente o circuito de habilidades em cadeira de rodas (AMWC-Brasil) para o Português-Brasileiro.

O estudo 3 conseguiu responder os objetivos previamente estipulados. A força relativa à massa corporal apresentou melhor capacidade preditiva que a força absoluta para a independência funcional e habilidades em cadeira de rodas. No entanto, a depender do desfecho avaliado, a idade e o tempo e nível de lesão medular apresentam maior influência.

Além disso, foi possível elaborar pontos de corte de força relativa para diferentes desfechos da AMWC-Brasil e da escala SCIM-III. Os testes realizados em dinamômetro isocinético conseguiram comparar e diferenciar adequadamente os indivíduos com paraplegia alta e baixa e grupo controle. Em especial, o teste isométrico de flexão e extensão de tronco não havia sido realizado em indivíduos com LM traumática completa e pode ser uma alternativa para discussões sobre classificação funcional nos esportes e relações com o equilíbrio de tronco.

A eficiência neuromuscular apresentou diferenças significantes e aplicáveis na comparação entre os grupos com lesão medular e controle. Essa variável não foi adequada para analisar as alterações de força e estímulo neural em diferentes níveis de lesão medular e não apresentou boa capacidade preditiva para independência funcional e habilidades em cadeira de rodas. No entanto, a ENM mostrou-se responsiva suficiente para detectar as alterações neurais e as respostas de força muscular em cada grupo, o que permite seu uso em pesquisas longitudinais entre os mesmos níveis de lesão medular ou comparando com grupos sem lesão, de forma que seja uma medida de avaliação de desempenho neuromuscular após um período de treinamento ou reabilitação.

11.REFERÊNCIAS

1. Lianza S. Medicina da Reabilitação. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001.
2. Center NSCIS. Annual Report for the Model Spinal Cord Injury Care Systems. In: Alabama Uo, editor. Birmingham, AL2015.
3. Center NSCIS. Facts and Figures at a Glance. In: Alabama Uo, editor. Birmingham, AL2016.
4. Levine AM, Eismont FJ, Garfin SR, Zigler JE. Spine Trauma. Philadelphia, Pennsylvania: WB Saunders Co; 1998.
5. Lin VW, Cardenas DD, Cutter NC, Frost FS, Hammond MC, Lindblom LB, et al. Spinal cord medicine: principles and practice. New York, New York: Demos Medical Pub; 2003.
6. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). J Spinal Cord Med. 2011;34(6):535-46.
7. Kirshblum SC, Waring W, Biering-Sorensen F, Burns SP, Johansen M, Schmidt-Read M, et al. Reference for the 2011 revision of the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. J Spinal Cord Med. 2011;34(6):547-54.
8. Hughes B, Sawatzky BJ, Hol AT. A comparison of spinergy versus standard steel-spoke wheelchair wheels. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(3):596-601.
9. Mukherjee G, Bhowmik P, Samanta A. Effect of chronic use of different propulsion systems in wheelchair design on the aerobic capacity of Indian users. Indian J Med Res. 2005;121(6):747-58.
10. 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):146-58.
11. Kilkens OJ, Dallmeijer AJ, De Witte LP, Van Der Woude LH, Post MW. The Wheelchair Circuit: Construct validity and responsiveness of a test to assess manual wheelchair mobility in persons with spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 2004;85(3):424-31.
12. Post MW, van Asbeck FW, van Dijk AJ, Schrijvers AJ. Services for spinal cord injured: availability and satisfaction. Spinal Cord. 1997;35(2):109-15.
13. van der Woude LH, de Groot S, Janssen TW. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. Med Eng Phys. 2006;28(9):905-15.
14. Haisma JA, Post MW, van der Woude LH, Stam HJ, Bergen MP, Sluis TA, et al. Functional independence and health-related functional status following spinal cord injury: a prospective study of the association with physical capacity. J Rehabil Med. 2008;40(10):812-8.
15. Marino RJ, Huang M, Knight P, Herbison GJ, Ditunno JF, Segal M. Assessing selfcare status in quadriplegia: comparison of the quadriplegia index of function (QIF) and the functional independence measure (FIM). Paraplegia. 1993;31(4):225-33.
16. Riberto M, Miyazaki MH, Jucá SSH, Sakamoto H, Potiguara P, Pinto N, et al. Validation of the Brazilian version of Functional Independence Measure. Acta Fisiatr. 2004;11(2):72-6.

17. Lawton G, Lundgren-Nilsson A, Biering-Sorensen F, Tesio L, Slade A, Penta M, et al. Cross-cultural validity of FIM in spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2006;44(12):746-52.
18. Itzkovich M, Gelernter I, Biering-Sorensen F, Weeks C, Laramie MT, Craven BC, et al. The Spinal Cord Independence Measure (SCIM) version III: reliability and validity in a multi-center international study. *Disabil Rehabil*. 2007;29(24):1926-33.
19. Fliess-Douer O, Vanlandewijck YC, Lubel Manor G, Van Der Woude LH. A systematic review of wheelchair skills tests for manual wheelchair users with a spinal cord injury: towards a standardized outcome measure. *Clin Rehabil*. 2010;24(10):867-86.
20. Kilkens OJ, Post MW, Dallmeijer AJ, Seelen HA, van der Woude LH. Wheelchair skills tests: a systematic review. *Clin Rehabil*. 2003;17(4):418-30.
21. Kilkens OJ, Post MW, van der Woude LH, Dallmeijer AJ, van den Heuvel WJ. The Wheelchair Circuit: Reliability of a test to assess mobility in persons with spinal cord injuries. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(12):1783-8.
22. Cowan RE, Nash MS, de Groot S, van der Woude LH. Adapted Manual Wheelchair Circuit: Test-retest reliability and discriminative validity in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(8):1270-80.
23. Abdul-Sattar AB. Predictors of functional outcome in patients with traumatic spinal cord injury after inpatient rehabilitation: in Saudi Arabia. *NeuroRehabilitation*. 2014;35(2):341-7.
24. Washburn RA, Zhu W, McAuley E, Frogley M, Figoni SF. The physical activity scale for individuals with physical disabilities: development and evaluation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(2):193-200.
25. Epstein RS, Lefkowitz A, Sharkness CM, Struewing JP, Cadigan DA, Kessler II, et al. Predictors of rehabilitation outcome among patients with SCI. *Md Med J*. 1989;38(6):489-92.
26. Turbanski S, Schmidtbleicher D. Effects of heavy resistance training on strength and power in upper extremities in wheelchair athletes. *J Strength Cond Res*. 2010;24(1):8-16.
27. Ribeiro FN, Gentil P. The effects of resistance training intervention in the rehabilitation of patients with spinal cord injury: a literature review. *Acta Fisiatr*. 2011;18(2):91-6.
28. Ferreira VM, Varoto R, Cacho EA, Cliquet A. Relationship between function, strength and electromyography of upper extremities of persons with tetraplegia. *Spinal Cord*. 2012;50(1):28-32.
29. Dost G, Dulgeroglu D, Yildirim A, Ozgirgin N. The effects of upper extremity progressive resistance and endurance exercises in patients with spinal cord injury. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2014;27(4):419-26.
30. Hicks AL, Martin KA, Pelletier CA, Ditor DS, Foulon B, Wolfe DL. The effects of exercise training on physical capacity, strength, body composition and functional performance among adults with spinal cord injury: a systematic review. *Spinal Cord*. 2011;49(11):1103-27.
31. Bravo-Esteban E, Taylor J, Abián-Vicén J, Albu S, Simón-Martínez C, Torricelli D, et al. Impact of specific symptoms of spasticity on voluntary lower limb muscle function, gait and daily activities during subacute and chronic spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*. 2012;33(4):531-43.

32. Skold C, Levi R, Seiger A. Spasticity after traumatic spinal cord injury: nature, severity, and location. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(12):1548-57.
33. Rekand T, Hagen EM, Grønning M. Spasticity following spinal cord injury. *Tidsskr Nor Laegeforen.* 2012;132(8):970-3.
34. Daverat P, Dartigues JF, Mazaux JM, Barat M. Initial factors predicting functional performance in patients with traumatic tetraplegia. *Paraplegia.* 1990;28(7):414-9.
35. Saboe LA, Darrach JM, Pain KS, Guthrie J. Early predictors of functional independence 2 years after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(6):644-50.
36. de Groot S, Adriaansen JJ, Tepper M, Snoek GJ, van der Woude LH, Post MW. Metabolic syndrome in people with a long-standing spinal cord injury: associations with physical activity and capacity. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2016;41(11):1190-6.
37. Beck LA, Lamb JL, Atkinson EJ, Wuermsler LA, Amin S. Body composition of women and men with complete motor paraplegia. *J Spinal Cord Med.* 2014;37(4):359-65.
38. de Groot S, Post MW, Hoekstra T, Valent LJ, Faber WX, van der Woude LH. Trajectories in the course of body mass index after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(6):1083-92.
39. Gater DR, Jr. Obesity after spinal cord injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2007;18(2):333-51, vii.
40. Harvey LA, Fornusek C, Bowden JL, Pontifex N, Glinsky J, Middleton JW, et al. Electrical stimulation plus progressive resistance training for leg strength in spinal cord injury: a randomized controlled trial. *Spinal Cord.* 2010;48(7):570-5.
41. Jacobs PL. Effects of resistance and endurance training in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(5):992-7.
42. Riek LM, Ludewig PM, Nawoczinski DA. How "healthy" is circuit resistance training following paraplegia? Kinematic analysis associated with shoulder mechanical impingement risk. *J Rehabil Res Dev.* 2013;50(6):861-74.
43. Ribeiro Neto F, Guanais P, Lopes GH, Dornelas E, de Campos Barbetta D, Coutinho AC, et al. Influence of Relative Strength on Functional Independence of Patients With Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016.
44. Mulroy SJ, Farrokhi S, Newsam CJ, Perry J. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):925-34.
45. 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):187-93.
46. Perry J, Gronley JK, Newsam CJ, Reyes ML, Mulroy SJ. Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(4):350-5.

47. Reyes ML, Gronley JK, Newsam CJ, Mulroy SJ, Perry J. Electromyographic analysis of shoulder muscles of men with low-level paraplegia during a weight relief raise. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(5):433-9.
48. Souza AL, Boninger ML, Fitzgerald SG, Shimada SD, Cooper RA, Ambrosio F. Upper limb strength in individuals with spinal cord injury who use manual wheelchairs. *J Spinal Cord Med.* 2005;28(1):26-32.
49. Marciello MA, Herbison GJ, Ditunno JF, Jr., Marino RJ, Cohen ME. Wrist strength measured by myometry as an indicator of functional independence. *J Neurotrauma.* 1995;12(1):99-106.
50. Sisto SA, Dyson-Hudson T. Dynamometry testing in spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev.* 2007;44(1):123-36.
51. Bernard PL, Codine P, Minier J. Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes. *Spinal Cord.* 2004;42(4):222-9.
52. Kotajarvi BR, Basford JR, An KN. Upper-extremity torque production in men with paraplegia who use wheelchairs. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(4):441-6.
53. Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. Paraplegia. 1994;32(4):211-8.
54. Widman LM, Abresch RT, Styne DM, McDonald CM. Aerobic fitness and upper extremity strength in patients aged 11 to 21 years with spinal cord dysfunction as compared to ideal weight and overweight controls. *J Spinal Cord Med.* 2007;30 Suppl 1:S88-96.
55. 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):407-14.
56. Zoeller RF, Jr., Riechman SE, Dabayeb IM, Goss FL, Robertson RJ, Jacobs PL. Relation between muscular strength and cardiorespiratory fitness in people with thoracic-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(7):1441-6.
57. Powers CM, Newsam CJ, Gronley JK, Fontaine CA, Perry J. Isometric shoulder torque in subjects with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(7):761-5.
58. Saltan A, Ankarali H. The Role of Trunk Stabilization in Functional Classification Levels. *J Sport Rehabil.* 2016:1-22.
59. Bonaparte JP, Kirby RL, Macleod DA. Proactive balance strategy while maintaining a stationary wheelie. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(4):475-9.
60. Serra-Ano P, Pellicer-Chenoll M, Garcia-Masso X, Brizuela G, Garcia-Lucerga C, Gonzalez LM. Sitting balance and limits of stability in persons with paraplegia. *Spinal Cord.* 2013;51(4):267-72.
61. Prestes J, Tibana RA. Muscular static strength test performance and health: absolute or relative values? *Rev Assoc Med Bras.* 2013;59(4):308-9.
62. Cavazzotto TG, Tratis L, Ferreira SA, Fernandes RA, Queiroga MR. Muscular static strength test performance: comparison between normotensive and hypertensive workers. *Rev Assoc Med Bras.* 2012;58(5):574-9.

63. Miyatake N, Wada J, Saito T, Nishikawa H, Matsumoto S, Miyachi M, et al. Comparison of muscle strength between Japanese men with and without metabolic syndrome. *Acta Med Okayama*. 2007;61(2):99-102.
64. Artero EG, Lee DC, Ruiz JR, Sui X, Ortega FB, Church TS, et al. A prospective study of muscular strength and all-cause mortality in men with hypertension. *J Am Coll Cardiol*. 2011;57(18):1831-7.
65. Tibana RA, Vieira DC, Tajra V, Vieira A, Franz CB, Pereira GB, et al. Evaluation of sedentary women's ambulatory blood pressure and its relation to muscle strength. *Braz J Health Prom*. 2012;25(3):337-43.
66. Aragao FA, Schafer GS, de Albuquerque CE, Vituri RF, de Azevedo FM, Bertolini GR. Neuromuscular efficiency of the vastus lateralis and biceps femoris muscles in individuals with anterior cruciate ligament injuries. *Rev Bras Ortop*. 2015;50(2):180-5.
67. David P, Mora I, Perot C. Neuromuscular efficiency of the rectus abdominis differs with gender and sport practice. *J Strength Cond Res*. 2008;22(6):1855-61.
68. Deschenes MR, Giles JA, McCoy RW, Volek JS, Gomez AL, Kraemer WJ. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2002;282(2):R578-83.
69. Miller RG, Giannini D, Milner-Brown HS, Layzer RB, Koretsky AP, Hooper D, et al. Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates, force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle Nerve*. 1987;10(9):810-21.
70. Milner-Brown HS, Mellenthin M, Miller RG. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67(8):530-5.
71. Wang Y-j, Li J-j, Zhou H-j, Liu G-l, Zheng Y, Wei B, et al. Surface electromyography as a measure of trunk muscle activity in patients with spinal cord injury: a meta-analytic review. *J Spinal Cord Med*. 2016;39(1):15-23.
72. Andersen PT, Toft E, Hansen AK, Sinkjaer T. Postoperative hypophosphataemia and muscle function. *Br J Surg*. 1991;78(1):114-6.
73. Monga U, Jaweed M, Kerrigan AJ, Lawhon L, Johnson J, Vallbona C, et al. Neuromuscular fatigue in prostate cancer patients undergoing radiation therapy. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(9):961-6.
74. Gorla JI, Campana MB, Oliveira LZ. *Teste e avaliação em esporte adaptado*. 1ª ed. São Paulo: Phorte; 2009. 216 p.
75. Norton K, Olds T. *Antropométrica: um livro sobre medidas corporais para o esporte e cursos da área da saúde*. Porto Alegre: Artmed; 2005.
76. Heyward VH. *Avaliação Física e Prescrição de Exercício: Técnicas Avançadas*. 4ª ed. Porto Alegre: ArtMed; 2004. 319 p.
77. Anderson KD, Acuff ME, Arp BG, Backus D, Chun S, Fisher K, et al. United States (US) multi-center study to assess the validity and reliability of the Spinal Cord Independence Measure (SCIM III). *Spinal Cord*. 2011;49(8):880-5.

78. Coutinho AC, Neto FR, Perna CE. Determination of normative values for 20 min exercise of wheelchair propulsion by spinal cord injury patients. *Spinal Cord*. 2013;51(10):755-60.
79. Galea MP. Spinal cord injury and physical activity: preservation of the body. *Spinal Cord*. 2012;50(5):344-51.
80. Middleton JW, Harvey LA, Batty J, Cameron I, Quirk R, Winstanley J. Five additional mobility and locomotor items to improve responsiveness of the FIM in wheelchair-dependent individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2006;44(8):495-504.
81. Barbetta DC, Assis MR. Reprodutibilidade, validade e responsividade da escala de Medida de Independência Funcional (MIF) na lesão medular: revisão da literatura. *Acta Fisiatr*. 2008;15(3):176-81.
82. Glass CA, Tesio L, Itzkovich M, Soni BM, Silva P, Mecci M, et al. Spinal Cord Independence Measure, version III: applicability to the UK spinal cord injured population. *J Rehabil Med*. 2009;41(9):723-8.
83. 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.
84. 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):1214-20.
85. Schantz P, Bjorkman P, Sandberg M, Andersson E. Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scand J Rehabil Med*. 1999;31(2):67-76.
86. Mercer JL, Boninger M, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech*. 2006;21(8):781-9.
87. Rodgers MM, Keyser RE, Gardner ER, Russell PJ, Gorman PH. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37(3):283-95.
88. Bernard PL, Codine P. Isokinetic shoulder of paraplegics: observation of global and specific muscle ratio. *Int J Rehabil Res*. 1997;20(1):91-8.
89. Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med*. 1993;21(2):238-42.
90. Wyndaele M, Wyndaele JJ. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord*. 2006;44(9):523-9.
91. Center NSCIS. Spinal cord injury facts and figures at a glance. *J Spinal Cord Med*. 2014;37(5):659-60.
92. 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):636-40.
93. (IBGE) FIBdGeE. Censo Demográfico. Rio de Janeiro, Brasil: 1991.
94. Coutinho AC, Beraldo PS. Validação de índices baseados em batimentos cardíacos na estimativa do gasto energético durante a propulsão em cadeira de rodas por indivíduos com lesão medular. Brasília, Brasil: Centro SARAH de Formação e Pesquisa da Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação; 2007.

95. Vorrink SN, Van der Woude LH, Messenberg A, Cripton PA, Hughes B, Sawatzky BJ. Comparison of wheelchair wheels in terms of vibration and spasticity in people with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(9):1269-79.
96. 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):713-33.
97. Ribeiro FN, Lopes GH. Body composition modifications in people with chronic spinal cord injury after supervised physical activity. *J Spinal Cord Med*. 2011;34(6):586-93.
98. Bar-On ZH, Nene AV. Relationship between heart rate and oxygen uptake in thoracic level paraplegics. *Paraplegia*. 1990;28(2):87-95.
99. Nash MS, van de Ven I, van Elk N, Johnson BM. Effects of circuit resistance training on fitness attributes and upper-extremity pain in middle-aged men with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):70-5.
100. Coutinho AC, Neto FR, Beraldo PS. Validity of heart rate indexes to assess wheeling efficiency in patients with spinal cord injuries. *Spinal Cord*. 2014;52(9):677-82.
101. Ribeiro FN, Lopes GH. Analysis of body composition values in men with different spinal cord injury levels. *Fisiot Mov*. 2013;26(4):743-51.
102. Neto FR, Coutinho AC, Beraldo PS. Reproducibility and responsiveness of heart rate indexes to assess wheeling efficiency in patients with spinal cord injuries. *Spinal Cord*. 2014;52(9):683-8.
103. Machado ABM. *Neuroanatomia Funcional*. 2ª ed. São Paulo, SP: ISBN 85-7379-069-5; 2000.
104. Farias N, Buchalla C. The international classification of functioning, disability and health: concepts, uses and perspectives. *Rev Bras Epidemiol*. 2005;8(2):187-93.
105. World Health Organization W. How to use the ICF: A practical manual for using the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). Exposure draft for comment. Geneva 2013.
106. DeVivo M, Biering-Sorensen F, Charlifue S, Noonan V, Post M, Stripling T, et al. International Spinal Cord Injury Core Data Set. *Spinal Cord*. 2006;44(9):535-40.
107. Biering-Sorensen F, Charlifue S, DeVivo M, Noonan V, Post M, Stripling T, et al. International Spinal Cord Injury Data Sets. *Spinal Cord*. 2006;44(9):530-4.
108. Hammell KW. Experience of rehabilitation following spinal cord injury: a meta-synthesis of qualitative findings. *Spinal Cord*. 2007;45(4):260-74.
109. 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):1349-54.
110. Gersten JW, Ager C, Anderson K, Cenkovich F. Relation of muscle strength and range of motion to activities of daily living. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970;51(3):137-42.
111. Harvey LA. Physiotherapy rehabilitation for people with spinal cord injuries. *J Phys*. 2016;62(1):4-11.
112. Suttiwong J, Vongsirinavarat M, Chaiyawat P, Vachalathiti R. Predicting community participation after spinal cord injury in Thailand. *J Rehabil Med*. 2015;47(4):325-9.

113. Eastwood EA, Hagglund KJ, Ragnarsson KT, Gordon WA, Marino RJ. Medical rehabilitation length of stay and outcomes for persons with traumatic spinal cord injury--1990-1997. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(11):1457-63.
114. Post MW, Dallmeijer AJ, Angenot EL, van Asbeck FW, van der Woude LH. Duration and functional outcome of spinal cord injury rehabilitation in the Netherlands. *J Rehabil Res Dev.* 2005;42(3 Suppl 1):75-85.
115. Kilkens OJ, Dallmeijer AJ, Nene AV, Post MW, van der Woude LH. The longitudinal relation between physical capacity and wheelchair skill performance during inpatient rehabilitation of people with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(8):1575-81.
116. Arabadzhiev TI, Dimitrov VG, Dimitrova NA, Dimitrov GV. Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in fatiguing contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(2):223-32.
117. Remaud A, Cornu C, Guevel A. A methodologic approach for the comparison between dynamic contractions: influences on the neuromuscular system. *J Athl Train.* 2005;40(4):281-7.
118. Rodriguez AA, Agre JC. Correlation of motor units with strength and spectral characteristics in polio survivors and controls. *Muscle Nerve.* 1991;14(5):429-34.
119. Magalhaes I, Bottaro M, Mezzarane RA, Neto FR, Rodrigues BA, Ferreira-Junior JB, et al. Kinesiotaping enhances the rate of force development but not the neuromuscular efficiency of physically active young men. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016;28:123-9.
120. Cooney MM, Walker JB. Hydraulic resistance exercise benefits cardiovascular fitness of spinal cord injured. *Med Sci Sports Exerc.* 1986;18(5):522-5.
121. Jacobs PL, Nash MS, Rusinowski JW. Circuit training provides cardiorespiratory and strength benefits in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(5):711-7.
122. Lu X, Battistuzzo CR, Zoghi M, Galea MP. Effects of training on upper limb function after cervical spinal cord injury: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2015;29(1):3-13.
123. Fekete C, Eriks-Hoogland I, Baumberger M, Catz A, Itzkovich M, Luthi H, et al. Development and validation of a self-report version of the Spinal Cord Independence Measure (SCIM III). *Spinal Cord.* 2013;51(1):40-7.
124. Itzkovich M, Tamir A, Philo O, Steinberg F, Ronen J, Spasser R, et al. Reliability of the Catz-Itzkovich Spinal Cord Independence Measure assessment by interview and comparison with observation. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003;82(4):267-72.
125. Catz A, Itzkovich M, Agranov E, Ring H, Tamir A. SCIM--spinal cord independence measure: a new disability scale for patients with spinal cord lesions. *Spinal Cord.* 1997;35(12):850-6.
126. Ilha J, Avila L, do Espírito Santo C, Swarowsky A. Tradução e adaptação transcultural da versão brasileira da Spinal Cord Independence Measure--Self-Reported Version (brSCIM-SR). *Rev Bras Neur.* 2016;52(1).
127. Riberto M, Tavares DA, Rimoli JR, Castineira CP, Dias RV, Franzoi AC, et al. Validation of the Brazilian version of the Spinal Cord Independence Measure III. *Arq Neuro.* 2014;72(6):439-44.

128. Bluvshstein V, Front L, Itzkovich M, Aidinoff E, Gelernter I, Hart J, et al. SCIM III is reliable and valid in a separate analysis for traumatic spinal cord lesions. *Spinal Cord*. 2011;49(2):292-6.
129. Routhier F, Vincent C, Desrosiers J, Nadeau S. Mobility of wheelchair users: a proposed performance assessment framework. *Disabil Rehabil*. 2003;25(1):19-34.
130. Routhier F, Desrosiers J, Vincent C, Nadeau S. Reliability and construct validity studies of an obstacle course assessment of wheelchair user performance. *Int J Rehabil Res*. 2005;28(1):49-56.
131. Routhier F, Vincent C, Desrosiers J, Nadeau S, Guerette C. Development of an Obstacle Course Assessment of Wheelchair User Performance (OCAWUP): a content validity study. *Technol Disabil*. 2004;16:19-31.
132. Kirby RL, Dupuis DJ, Macphee AH, Coolen AL, Smith C, Best KL, et al. The Wheelchair Skills Test (version 2.4): measurement properties. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(5):794-804.
133. Kirby RL, Swuste J, Dupuis DJ, MacLeod DA, Monroe R. The Wheelchair Skills Test: a pilot study of a new outcome measure. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(1):10-8.
134. de Groot S, Bevers GE, Dallmeijer AJ, Post MW, van Kuppevelt HJ, van der Woude LH. Development and validation of prognostic models designed to predict wheelchair skills at discharge from spinal cord injury rehabilitation. *Clin Rehabil*. 2010;24(2):168-80.
135. 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):1330-5.
136. Harvey LA, Batty J, Fahey A. Reliability of a tool for assessing mobility in wheelchair-dependent paraplegics. *Spinal Cord*. 1998;36(6):427-31.
137. Janssen TW, van Oers CA, Veeger HE, Hollander AP, van der Woude LH, Rozendal RH. Relationship between physical strain during standardised ADL tasks and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Paraplegia*. 1994;32(12):844-59.
138. Dietz V, Curt A. Neurological aspects of spinal-cord repair: promises and challenges. *Lancet Neurol*. 2006;5(8):688-94.
139. Davis GM, Shephard RJ. Strength training for wheelchair users. *Br J Sports Med*. 1990;24(1):25-30.
140. Warburton DE, Eng JJ, Krassioukov A, Sproule S. Cardiovascular Health and Exercise Rehabilitation in Spinal Cord Injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2007;13(1):98-122.
141. Gregory CM, Bowden MG, Jayaraman A, Shah P, Behrman A, Kautz SA, et al. Resistance training and locomotor recovery after incomplete spinal cord injury: a case series. *Spinal Cord*. 2007;45(7):522-30.
142. Kawazu T, Tajima F, Makino K, Okawa H, Umezu Y, Akatsu Y, et al. Isokinetic strength of elbow extensor muscles correlates with race time in wheelchair half marathon racers. *J UOEH*. 1999;21(1):13-21.
143. Jayaraman A, Gregory CM, Bowden M, Stevens JE, Shah P, Behrman AL, et al. Lower extremity skeletal muscle function in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2006;44(11):680-7.

144. Sloan KE, Bremner LA, Byrne J, Day RE, Scull ER. Musculoskeletal effects of an electrical stimulation induced cycling programme in the spinal injured. *Paraplegia*. 1994;32(6):407-15.
145. Liu C, Chen S, Chen C, Chen T, Chen J, Lin C, et al. Effects of functional electrical stimulation on peak torque and body composition in patients with incomplete spinal cord injury. *Kaohsiung J Med Sci*. 2007;23(5):232-40.
146. Serra-Ano P, Pellicer-Chenoll M, Garcia-Masso X, Morales J, Giner-Pascual M, Gonzalez LM. Effects of resistance training on strength, pain and shoulder functionality in paraplegics. *Spinal Cord*. 2012;50(11):827-31.
147. Yim SY, Cho KJ, Park CI, Yoon TS, Han DY, Kim SK, et al. Effect of wheelchair ergometer training on spinal cord-injured paraplegics. *Yonsei Med J*. 1993;34(3):278-86.
148. Noreau L, Vachon J. Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1998;36(10):716-23.
149. Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*. 2004;91(1):22-9.
150. Jones MA, Stratton G. Muscle function assessment in children. *Acta Paediatr*. 2000;89(7):753-61.
151. Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, et al. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(2):333-41.
152. Stumbo TA, Merriam S, Nies K, Smith A, Spurgeon D, Weir JP. The effect of hand-grip stabilization on isokinetic torque at the knee. *J Strength Cond Res*. 2001;15(3):372-7.
153. Cicchetti DV. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psych Assess*. 1994;6(4):284.
154. Hoaglin DC, Iglewicz B. Fine-tuning some resistant rules for outlier labeling. *J Am Stat Ass*. 1987;82(400):1147-9.
155. Kannan KS, Manoj K, Arumugam S. Labeling Methods for Identifying Outliers. *Int J Stat Sys*. 2015;10(2):231-8.
156. Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med*. 1979;58(3):115-30.
157. Bickel CS, Slade J, Mahoney E, Haddad F, Dudley GA, Adams GR. Time course of molecular responses of human skeletal muscle to acute bouts of resistance exercise. *J Appl Physiol*. 2005;98(2):482-8.
158. Seynnes OR, de Boer M, Narici MV. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol*. 2007;102(1):368-73.
159. Alfredson H, Pietila T, Lorentzon R. Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scand J Med Sci Sports*. 1998;8(5 Pt 1):265-70.

160. Ferreira-Júnior J, Vieira C, Soares S, Magalhães I, Rocha-Júnior V, Vieira A, et al. Effects of different isokinetic knee extension warm-up protocols on muscle performance. *J Sports Med Phys Fitness*. 2013;53:25-9.
161. Fliess-Douer O, Van Der Woude LH, Vanlandewijck YC. Test of Wheeled Mobility (TOWM) and a short wheelie test: a feasibility and validity study. *Clin Rehabil*. 2013;27(6):527-37.
162. Gollan EJ, Harvey LA, Simmons J, Adams R, McPhail SM. Development, reliability and validity of the queensland evaluation of wheelchair skills (QEWS). *Spinal Cord*. 2015;53(10):743-9.
163. Kirby RL, Mitchell D, Sabharwal S, McCranie M, Nelson AL. Manual Wheelchair Skills Training for Community-Dwelling Veterans with Spinal Cord Injury: A Randomized Controlled Trial. *PloS one*. 2016;11(12):e0168330.
164. Guillemin F, Bombardier C, Beaton D. Cross-cultural adaptation of health-related quality of life measures: literature review and proposed guidelines. *J Clin Epidemiol*. 1993;46(12):1417-32.
165. Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault JC. Lung volumes and forced ventilatory flows. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J Suppl*. 1993;16:5-40.
166. Rufino R, Costa CH, Antão VC, Pinheiro GA, Jansen JM. Relação envergadura/altura: um valor para estudos espirométricos em brasileiros. *Pulmão/RJ*. 1996;7:40-4.
167. Queijo AF. Tradução para o português e validação de um instrumento de medida de carga de trabalho de enfermagem em Unidade de Terapia Intensiva: Nursing Activities Score (NAS). São Paulo: Universidade de São Paulo; 2002.
168. Bohannon R. Spearman correlations of. 60 are not poor. *Am J Occ Ther*. 1992;46(5):472.
169. Nnadi-Okolo E. Health research design and methodology. Boca Raton, FL: CRC Press; 1990.
170. Dionyssiotis Y, Trovas G, Galanos A, Raptou P, Papaioannou N, Papagelopoulos P, et al. Bone loss and mechanical properties of tibia in spinal cord injured men. *J Musc Neur Int*. 2007;7(1):62-8.
171. Rosado-Rivera D, Radulovic M, Handrakis JP, Cirnigliaro CM, Jensen AM, Kirshblum S, et al. Comparison of 24-hour cardiovascular and autonomic function in paraplegia, tetraplegia, and control groups: implications for cardiovascular risk. *J Spinal Cord Med*. 2011;34(4):395-403.
172. Catz A, Itzkovich M, Tesio L, Biering-Sorensen F, Weeks C, Laramée MT, et al. A multicenter international study on the Spinal Cord Independence Measure, version III: Rasch psychometric validation. *Spinal Cord*. 2007;45(4):275-91.
173. Harvey LA, Anderson KD. The spinal cord independence measure. *J Phys*. 2015;61(2):99.
174. Cooper RA, Boninger ML, Rentschler A. Evaluation of selected ultralight manual wheelchairs using ANSI/RESNA standards. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(4):462-7.
175. Rosner B. Fundamentals of Biostatistics. 17th ed. USA, Boston, MA: Nelson Education; 2011.
176. Manini TM, Clark BC. Dynapenia and aging: an update. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2012;67(1):28-40.

177. Bernard JC, Boudokhane S, Pujol A, Chaleat-Valayer E, Le Blay G, Deceuninck J. Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. *Ann Phys Rehabil Med*. 2014;57(1):38-54.
178. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987;67(2):206-7.
179. Hsieh JT, Wolfe DL, Miller WC, Curt A, Team SR. Spasticity outcome measures in spinal cord injury: psychometric properties and clinical utility. *Spinal Cord*. 2008;46(2):86-95.
180. van den Berg-Emons RJ, L'Ortye AA, Buffart LM, Nieuwenhuijsen C, Nooijen CF, Bergen MP, et al. Validation of the Physical Activity Scale for individuals with physical disabilities. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(6):923-8.
181. de Groot S, van der Woude LH, Niezen A, Smit CA, Post MW. Evaluation of the physical activity scale for individuals with physical disabilities in people with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2010;48(7):542-7.
182. van der Woude LH, de Groot S, Postema K, Bussmann JB, Janssen TW, Post MW. Active Lifestyle Rehabilitation interventions in aging spinal cord injury (ALLRISC): a multicentre research program. *Disabil Rehabil*. 2013;35(13):1097-103.
183. Danneskiold-Samsoe B, Bartels EM, Bulow PM, Lund H, Stockmarr A, Holm CC, et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Phys*. 2009;197 Suppl 673:1-68.
184. Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*. 1994;15 Suppl 1:S11-8.
185. Grabiner MD, Jeziorowski JJ, Divekar AD. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1990;11(12):590-8.
186. Merletti R, Di Torino P. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9(1):3-4.
187. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361-74.
188. Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2nd ed. Ontario, Canada: Jones & Bartlett Publishers; 2010.
189. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997;13:135-63.
190. Burden AM, Lewis SE, Willcox E. The effect of manipulating root mean square window length and overlap on reliability, inter-individual variability, statistical significance and clinical relevance of electromyograms. *Man Ther*. 2014;19(6):595-601.
191. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*. 2009;41(4):1149-60.

192. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39(2):175-91.
193. Tooth L, McKenna K, Geraghty T. Rehabilitation outcomes in traumatic spinal cord injury in Australia: functional status, length of stay and discharge setting. *Spinal Cord*. 2003;41(4):220-30.
194. Ginis KA, Hicks AL, Latimer AE, Warburton DE, Bourne C, Ditor DS, et al. The development of evidence-informed physical activity guidelines for adults with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2011;49(11):1088-96.
195. Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(8):910-5.
196. van Drongelen S, de Groot S, 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):152-9.
197. Akagi R, Takai Y, Ohta M, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. *Age Ageing*. 2009;38(5):564-9.
198. Bamman MM, Newcomer BR, Larson-Meyer DE, Weinsier RL, Hunter GR. Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(7):1307-13.
199. Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand*. 2001;172(4):249-55.
200. Akagi R, Tohdoh Y, Hirayama K, Kobayashi Y. Relationship of pectoralis major muscle size with bench press and bench throw performances. *J Strength Cond Res*. 2014;28(6):1778-82.
201. Aidinoff E, Front L, Itzkovich M, Bluvshstein V, Gelernter I, Hart J, et al. Expected spinal cord independence measure, third version, scores for various neurological levels after complete spinal cord lesions. *Spinal Cord*. 2011;49(8):893-6.
202. Scivoletto G, Tamburella F, Laurenza L, Molinari M. The spinal cord independence measure: how much change is clinically significant for spinal cord injury subjects. *Disabil Rehabil*. 2013;35(21):1808-13.
203. Slowik JS, McNitt-Gray JL, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups: A simulation study. *Clin Biomech*. 2016;33:34-41.
204. Russell IM, Raina S, Requejo PS, Wilcox RR, Mulroy S, McNitt-Gray JL. Modifications in wheelchair propulsion technique with speed. *Front Bioeng Biotechnol*. 2015;3.
205. Paralyzed Veterans of America P. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *J Spinal Cord Med*. 2005;28(5):434.
206. Curtis K, Tyner T, Zachary L, Lentell G, Brink D, Didyk T, et al. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. *Spinal Cord*. 1999;37(6).

207. Millikan T, Morse M, Hedrick B. Prevention of shoulder injuries. *Sports and Spokes*. 1991;17:35-8.
208. Requejo PS, Lee SE, Mulroy SJ, Haubert LL, Bontrager EL, Gronley JK, et al. Shoulder muscular demand during lever-activated vs pushrim wheelchair propulsion in persons with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*. 2008;31(5):568-77.
209. Saladin K. *Human Anatomy*. 5th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill; 2016.
210. Chaves SF, Marques NP, Silva RL, Reboucas NS, de Freitas LM, de Paula Lima PO, et al. Neuromuscular efficiency of the vastus medialis obliquus and postural balance in professional soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2012;2(2):121-6.
211. Lippold OC. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J Physiol*. 1952;117(4):492-9.
212. Rocha KM. *Nível de Atividade Física em Pessoas com Lesão Vertebro-Medular*. Coimbra, Portugal: Universidade de Coimbra; 2014.

12.ANEXOS

I. ESCALA DE MEDIDA DE INDEPENDÊNCIA EM LESÃO MEDULAR

(do inglês, SPINAL CORD INDEPENDENCE MEASURE – SCIM III)

SCIM III-AP

Para cada item, por favor, assinale a alternativa que melhor reflete sua atual condição. Por favor, suas respostas devem se referir a sua situação no presente, mesmo que você tenha problemas de saúde atualmente que limitem sua independência neste momento.

Por favor, leia atentamente o texto e assinale apenas uma das opções em cada item:

1. Comer e beber

- [0] Eu preciso de alimentação parenteral ou de uma sonda gástrica.
- [0] Eu preciso de assistência total para comer /beber.
- [1] Eu preciso de assistência parcial para comer/beber ou para colocar e tirar adaptações.
- [2] Eu como/bebo de forma independente, mas preciso de adaptações ou assistência para cortar a comida, servir bebidas ou abrir recipientes.
- [3] Eu como/bebo de forma independente sem assistência ou adaptações.

2A. Lavar a cabeça e parte superior do corpo

Lavar sua cabeça e parte superior do corpo inclui ensaboar-se, manusear a torneira e secar-se.

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de assistência parcial.
- [2] Eu sou independente, mas preciso de adaptações ou equipamentos específicos (ex: barras, cadeira).
- [3] Eu sou independente e não preciso de adaptações ou equipamentos específicos.

2B. Lavar a parte inferior do corpo

Lavar sua parte inferior do corpo inclui ensaboar-se, usar uma torneira e secar-se.

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de assistência parcial.
- [2] Eu sou independente, mas preciso de adaptações ou equipamentos específicos (ex: barras, cadeira).
- [3] Eu sou independente e não preciso de adaptações ou equipamentos específicos.

3A. Vestir a parte superior do corpo

Vestir a parte superior do corpo inclui colocar e tirar roupas como camisetas, blusas, camisas, sutiãs, xales/cachecol ou órteses (ex: tala em membro superior, colar cervical, colete).

** Roupas fáceis de vestir: aquelas SEM botões, zíper ou laços.*

** Roupas difíceis de vestir: aquelas COM botões, zíper ou laços.*

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de assistência parcial, mesmo com as roupas fáceis de vestir.
- [2] Eu não preciso de assistência para roupas fáceis de vestir, mas preciso de adaptações ou equipamentos específicos.
- [3] Eu sou independente com roupas fáceis de vestir, mas preciso de assistência ou adaptações para vestir roupas difíceis.
- [4] Eu sou completamente independente.

3B. Vestir a parte inferior do corpo

Vestir a parte inferior do corpo inclui colocar e tirar roupas como shorts, calças, meias, calçados, cintos ou órteses (ex: tala em membro inferior).

* Roupas fáceis de vestir: aquelas SEM botões, zíper ou laços.

* Roupas difíceis de vestir: aquelas COM botões, zíper ou laços.

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de assistência parcial, mesmo com as roupas fáceis de vestir.
- [2] Eu não preciso de assistência com roupas fáceis de vestir, mas preciso de adaptações ou equipamentos específicos.
- [3] Eu sou independente com roupas fáceis de vestir, mas preciso de assistência ou adaptações para vestir roupas difíceis.
- [4] Eu sou completamente independente.

4. Arrumar-se

Por favor, pense em atividades como lavar as mãos e o rosto, escovar os dentes, pentear os cabelos, fazer a barba ou maquiagem.

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de assistência parcial.
- [2] Eu sou independente com adaptações.
- [3] Eu sou independente sem adaptações.

5. Respirar

Eu preciso de um tubo respiratório (traqueostomia):

- [0] Assim como ventilação permanente ou ventilação assistida de tempos em tempos.
- [2] Assim como oxigênio extra e muita assistência para tossir ou para o manejo do tubo respiratório.
- [4] Assim como pouca assistência para tossir ou para manejo do tubo respiratório.

Eu não preciso de um tubo respiratório (traqueostomia):

- [6] Mas eu preciso de oxigênio extra ou muita assistência para tossir ou máscara (ex: PEEP) ou ventilação assistida de tempos em tempos (ex: BIPAP).
- [8] Somente pouca assistência ou estimulação para tossir.
- [10] Posso respirar e tossir de forma independente sem nenhuma assistência ou adaptação.

6. Manejo da bexiga

Por favor, pense sobre a sua forma de esvaziar a bexiga.

6A. Uso de sonda vesical permanente

- [0] Sim - Por favor vá para a questão 7A.
- [1] Não - Por favor, também responda as questões 6B e 6C.

6B. Cateterismo intermitente

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu realizo o cateterismo com assistência (auto cateterismo).
- [2] Eu realizo o cateterismo sem assistência (auto cateterismo).
- [3] Eu não realizo o cateterismo .

6C. Uso de instrumentos externos de drenagem (ex., cateter com preservativo, fraldas e absorventes higiênicos).

- [0] Eu preciso de assistência total para o uso desses instrumentos.
[1] Eu preciso de assistência parcial para o uso desses instrumentos.
[2] Eu os uso sem assistência.
[3] Eu sou continente urinário e não uso instrumentos de drenagem externa.

7. Manejo do intestino**7A. Você precisa de assistência para manejo do intestino (ex: aplicar supositórios)?**

- [0] Sim
[1] Não

7B. O funcionamento do meu intestino é:

- [0] irregular ou raro (menos que uma vez a cada 3 dias).
[1] regular (uma ou mais vezes a cada três dias).

7C. Incontinência fecal ("acidentes") ocorre:

- [0] duas ou mais vezes no mês.
[1] uma vez no mês.
[2] não ocorrem.

8. Usar o banheiro

Por favor, pense sobre o uso do vaso sanitário, limpar sua região genital e suas mãos, colocar e tirar roupas, e o uso de absorventes higiênicos ou fraldas.

- [0] Eu preciso de assistência total.
[1] Eu preciso de assistência parcial e não consigo me limpar sozinho.
[2] Eu preciso de assistência parcial, mas consigo me limpar sozinho.
[4] Eu não preciso de assistência, mas preciso de adaptações (ex: barras) ou assento especial (ex: cadeira de rodas higiênica).
[5] Eu não preciso de nenhuma assistência, adaptação ou assento especial.

9. Das quatro ações seguintes, quantas você consegue realizar sem assistência ou auxílios motorizados?

** virar a parte superior do corpo na cama*

** virar a parte inferior do corpo na cama*

** sentar-se na cama*

** realizar elevação (erguer-se com os braços) na cadeira de rodas (com ou sem adaptação)*

- [0] Nenhuma, eu preciso de assistência para todas essas atividades.
[2] Uma.
[4] Duas ou três.
[6] Todas as quatro ações.

10. Transferências da cama para a cadeira de rodas:

- [0] Eu preciso de assistência total.
[1] Eu preciso de assistência parcial, supervisão ou adaptações (ex: tábua de transferência).
[2] Eu não preciso de nenhuma assistência ou adaptação.
[2] Eu não uso cadeira de rodas.

11. Transferência da cadeira de rodas para o vaso sanitário ou chuveiro:

Também inclui transferência da cadeira de rodas ou cama para a cadeira de banho.

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de assistência parcial, supervisão ou adaptações (ex: barra).
- [2] Eu não preciso de nenhuma assistência ou adaptação.
- [2] Eu não uso uma cadeira de rodas.

12. Locomoção em ambientes internos.

Eu uso uma cadeira de rodas. Para me locomover...

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de uma cadeira de rodas motorizada ou assistência parcial para utilizar uma cadeira de rodas manual.
- [2] Eu sou independente na cadeira de rodas manual.

Eu caminho em ambientes internos e...

- [3] preciso de supervisão enquanto caminho (com ou sem dispositivos de auxílio a marcha).
- [4] caminho com andador ou muletas/bengalas de antebraço, levando os dois pés à frente ao mesmo tempo.
- [5] caminho com muletas/bengalas em antebraço ou duas bengalas T, apoiando um pé à frente do outro de cada vez.
- [6] caminho com uma bengala em T.
- [7] caminho apenas com órtese (s) nas pernas (ex: tala na perna).
- [8] caminho sem qualquer dispositivo de auxílio à marcha.

13. Locomoção por distâncias moderadas (10 a 100 metros)

Eu uso uma cadeira de rodas. Para me deslocar...

- [0] Eu preciso de assistência total.
- [1] Eu preciso de uma cadeira de rodas motorizada ou assistência parcial para operar uma cadeira de rodas manual.
- [2] Eu sou independente na cadeira de rodas manual.

Eu caminho por distâncias moderadas e:

- [3] preciso de supervisão enquanto caminho (com ou sem dispositivos de auxílio a marcha).
- [4] caminho com andador ou muletas/bengalas de antebraço, levando os dois pés à frente ao mesmo tempo.
- [5] caminho com muletas/bengalas em antebraço ou duas bengalas T, apoiando um pé à frente do outro de cada vez.
- [6] caminho com uma bengala em T.
- [7] caminho apenas com órtese (s) nas pernas (ex: tala na perna).
- [8] caminho sem qualquer dispositivo de auxílio à marcha.

14. Locomoção em ambiente externo por mais de 100 metros:

Eu uso uma cadeira de rodas. Para me locomover:

[0] Eu preciso de assistência total.

[1] Eu preciso de uma cadeira de rodas motorizada ou assistência parcial para operar uma cadeira de rodas manual.

[2] Eu sou independente na cadeira de rodas manual.

Eu caminho mais de 100 metros e:

[3] preciso de supervisão enquanto caminho (com ou sem dispositivos de auxílio a marcha).

[4] caminho com andador ou muletas/bengalas de antebraço, levando os dois pés à frente ao mesmo tempo.

[5] caminho com muletas/bengalas em antebraço ou duas bengalas T, apoiando um pé à frente do outro de cada vez.

[6] caminho com uma bengala em T.

[7] caminho apenas com órtese (s) nas pernas (ex: tala na perna).

[8] caminho sem qualquer dispositivo de auxílio à marcha.

15. Subir e descer escadas:

[0] Não consigo subir e descer escadas.

Eu posso subir e descer pelo menos três degraus...

[1] mas somente com assistência ou supervisão.

[2] mas somente com dispositivos (ex., corrimão, muleta ou bengala).

[3] sem qualquer assistência, supervisão ou dispositivo.

16. Transferências da cadeira de rodas para dentro do carro:

Transferências incluem também colocar e retirar a cadeira de rodas do carro.

[0] Eu preciso de assistência total.

[1] Eu preciso de assistência parcial, supervisão e adaptações.

[2] Eu não preciso de qualquer assistência ou adaptações.

[2] Eu não uso uma cadeira de rodas.

17. Transferências do chão para a cadeira de rodas:

[0] Eu preciso de assistência.

[1] Eu não preciso de nenhuma assistência.

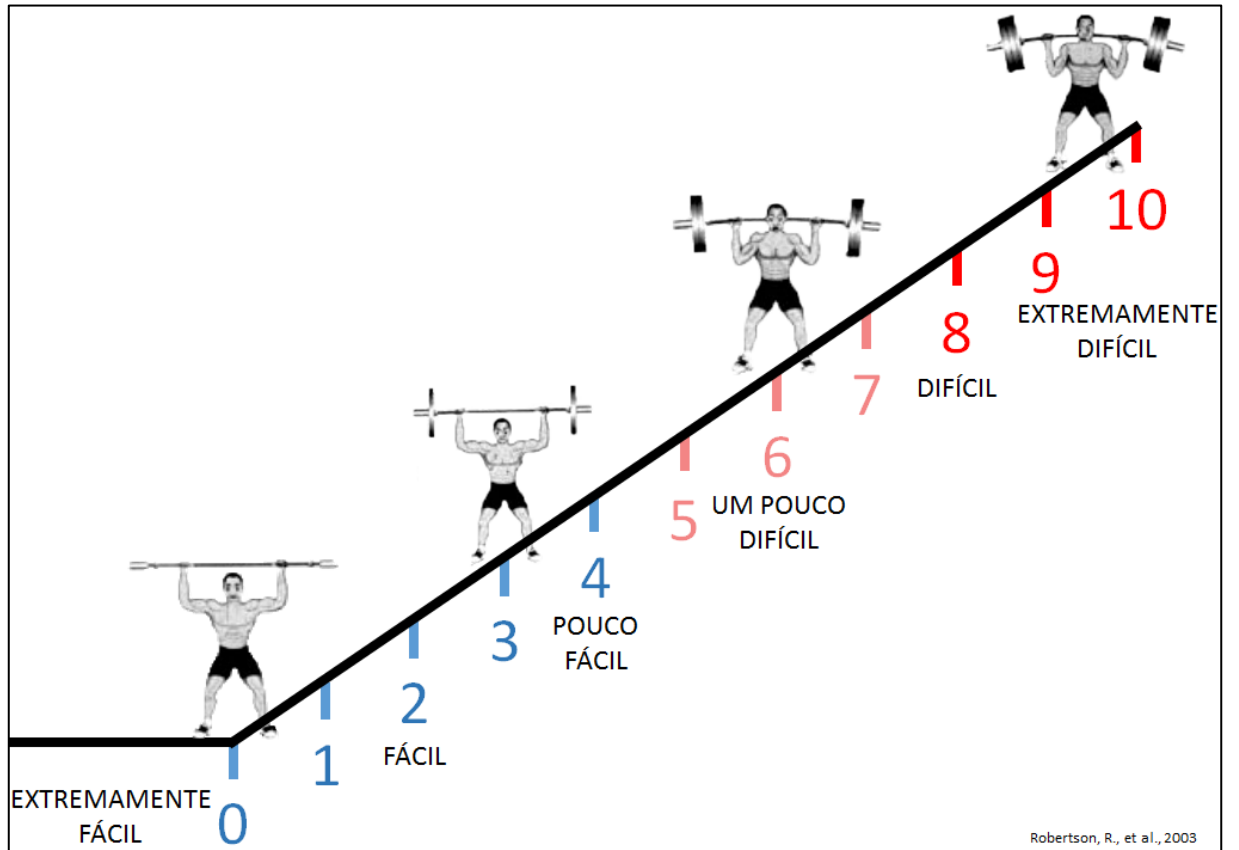
[1] Eu não uso cadeira de rodas.

II. ESCALA DE ATIVIDADE FÍSICA DE JANSSEN

| | |
|---|---|
| 1 | Sedentários: 0 hora de atividade física por semana. |
| 2 | Moderadamente ativos: 1 a 3 horas de atividade física por semana. |
| 3 | Ativo: 3 a 6 horas de atividade física por semana. |
| 4 | Muito ativo/atleta: mais de 6 horas de atividade física por semana. |

Janssen et al. (2002)

III. OMNI-RES: ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO PARA EXERCÍCIO DE FORÇA



IV. ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

| | |
|----|---|
| 0 | Sem aumento no tônus muscular. |
| 1 | Pequeno aumento no tônus muscular (pequena contração) manifestado na amplitude final do movimento quando a parte afetada é movida em flexão ou extensão. |
| 1+ | Pequeno aumento no tônus muscular (pequena contração) manifestado em menos da metade da amplitude de movimento quando a parte afetada é movida em flexão ou extensão. |
| 2 | Aumento mais marcado do tônus muscular, mas a parte afetada é facilmente flexionada. |
| 3 | Aumento considerável do tônus muscular; movimento passivo difícil. |
| 4 | Parte rígida em flexão ou extensão. |

V. PHYSICAL ACTIVITY SCALE FOR PERSONS WITH PHYSICAL DISABILITIES

This scale has 13 items; items 2-13 are scored.

PASIPD score = sum of (item multiplier x average hours per day) over items 2–13

Scoring: PASIPD (Item Multipliers - IM)

| | | | | | | | | | | | | |
|------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 |
| Not Scored | 2.5 | 3.0 | 4.0 | 8.0 | 5.5 | 1.5 | 4.0 | 4.0 | 4.0 | 4.0 | 1.5 | 2.5 |

PASIPD Worksheet:

Patient Name: _____

Date: _____

| | | |
|---|--------------|-------------------|
| Item: Note: d = days, hr = hours, score recorded should be the corresponding answer choice for average number of hours per day spent on the activity (1-4). | Score | Score x IM |
|---|--------------|-------------------|

| LEISURE TIME ACTIVITY | | |
|--|--|--|
| <p>1. During the past 7 days how often did you engage in <i>stationary activities</i> such as reading, watching TV, computer games, or doing handcrafts?</p> <p>1. Never (Go to question #2) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>What were these activities? On average, how many hours per day did you spend in these <i>stationary activities</i>?</p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr</p> | | |
| <p>2. During the past 7 days, how often did you <i>walk, wheel, push outside your home other than specifically for exercise</i>. For example, getting to work or class, walking the dog shopping, or other errands?</p> <p>1. Never (Go to question #3) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>On average, how many hours per day did you spend wheeling or pushing outside your home?</p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr</p> | | |

| | | |
|---|--|--|
| <p>3. During the past 7 days, how often did you engage in <i>light sport or recreational activities</i> such as bowling, golf with a cart, hunting or fishing, darts, billiards or pool, therapeutic exercise (physical or occupational therapy, stretching, use of a standing frame) or other similar activities?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Never (Go to question #4) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d) <p>What were these activities?</p> <p>On average, how many hour per day did you spend in these <i>light sport or recreational activities</i>?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr | | |
| <p>4. During the past 7 days, how often did you engage in <i>moderate sport and recreational activities</i> such as doubles tennis, softball, golf without a cart, ballroom dancing, wheeling or pushing for pleasure or other similar activities?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Never (Go to question #5) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d) <p>What were these activities?</p> <p>On average, how many hours per day did you spend in these <i>moderate sport and recreational activities</i>?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr | | |
| <p>5. During the past 7 days, how often did you engage in <i>strenuous sport and recreational activities</i> such as jogging, wheelchair racing (training), off-road pushing, swimming, aerobic dance, arm cranking, cycling (hand or leg), singles tennis, rugby, basketball, walking with crutches and braces, or other similar activities</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Never (Go to question #6) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d) <p>What were these activities?</p> <p>On average, how many hours per day did you spend in these <i>strenuous sport or recreational activities</i>?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr | | |

| | | |
|---|--|--|
| <p>6. During the past 7 days, how often did you do any exercise <i>specifically to increase muscle strength and endurance</i> such as lifting weights, push-ups, pull-ups, dips, or wheelchair push-ups, etc?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Never (Go to question #7) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d) <p>What were these activities?</p> <p>On average, how many hours per day did you spend in these <i>exercises to increase muscle strength and endurance</i>?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr | | |
|---|--|--|

| HOUSEHOLD ACTIVITY | | |
|---|--|--|
| <p>7. During the past 7 days, how often have you done any <i>light housework</i>, such as dusting, sweeping floors or washing dishes?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Never (Go to question #8) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d) <p>On average, how many hours per day did you spend doing <i>light housework</i>?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr | | |
| <p>8. During the past 7 days, how often have you done any <i>heavy housework or chores</i> such as vacuuming, scrubbing floors, washing windows, or walls, etc?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Never (Go to question #9) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d) <p>On average, how many hours per day did you spend doing <i>heavy housework or chores</i>?</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr | | |

| | | |
|--|--|--|
| <p>9. During the past 7 days, how often you done <i>home repairs</i> like carpentry, painting, furniture refinishing, electrical work, etc?</p> <p>1. Never (Go to question #10) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>On average, how many hours per day did you spend doing <i>home repairs</i>?</p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr</p> | | |
| <p>10. During the past 7 days how often have you done <i>lawn work or yard care</i> including mowing, leaf or snow removal, tree or bush trimming, or wood chopping, etc?</p> <p>1. Never (Go to question #11) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>On average, how many hours per day did you spend doing <i>lawn work</i>?</p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr</p> | | |
| <p>11. During the past 7 days, how often have you done <i>outdoor gardening</i>?</p> <p>1. Never (Go to question #12) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>On average, how many hours per day did you spend doing <i>outdoor gardening</i>?</p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2 hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr</p> | | |
| <p>12. During the past 7 days, how often did you <i>care for another person</i>, such as children, a dependent spouse, or another adult?</p> <p>1. Never (Go to question #13) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>On average, how many hours per day did you spend <i>caring for another person</i>?</p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 2hr 3. 2–4hr 4. More than 4hr</p> | | |

| WORK-RELATED ACTIVITY | | |
|---|--|--|
| <p>13. During the past 7 days, how often did you <i>work for pay or as a volunteer?</i> (Exclude work that mainly involved sitting with slight arm movement such as light office work, computer work, light assembly line work, driving bus or van, etc.)</p> <p>1. Never (Go to END) 2. Seldom (1–2d) 3. Sometimes (3–4d) 4. Often (5–7d)</p> <p>On average, how many hours per day did you spend <i>working for pay or as a volunteer?</i></p> <p>1. Less than 1hr 2. 1 but less than 4hr 3. 5 but less than 8hr 4. 8hr or more</p> | | |

PASIPD Score (Sum of items x item multiplier): _____

13. APÊNDICES

I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Em conformidade com a Resolução 466 de 12 de dezembro de 2012 do Conselho Nacional de Saúde/MS, eu, _____, concordo com a minha participação como voluntário da pesquisa “Predição da Independência Funcional Baseada na Força Relativa em Homens Adultos com Lesão Medular Traumática” sob responsabilidade do Professor de Ed. Física Frederico Ribeiro Neto na Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação.

Conforme esclarecimento prestado pelo pesquisador, o citado projeto consiste na avaliação da espasticidade, da força com dinamometria e eletromiografia de superfície (sem estimulação elétrica) e da habilidade em cadeira de rodas, em 14 itens de desempenho na cadeira de rodas. A eletromiografia de superfície não faz parte do processo de reabilitação e será realizada apenas aquisição de dados para pesquisa. Também serão aplicados questionários sobre a qualidade de vida e independência funcional.

Fui informado que esses procedimentos são seguros, sem quaisquer riscos para saúde e que não haverá nenhum prejuízo à minha reabilitação. No entanto, é garantida a interrupção imediata do teste, zelando por evitar ou minimizar qualquer situação de desconforto. Será garantida a manutenção do sigilo e da privacidade dos participantes em todas as fases do estudo.

Declaro que compreendi os termos da pesquisa, concordo em participar e autorizo o uso dos dados constantes em meu prontuário, resultados das avaliações, bem como de outros dados necessários para a pesquisa. A presente autorização compreende a divulgação da pesquisa em todo e qualquer material das publicações e apresentações referentes ao estudo. Estou ciente de que os meus dados serão tratados de forma confidencial e não serei identificado. Recebi uma cópia deste termo e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas. Ao permitir a minha participação na presente pesquisa, não me move senão o interesse de colaborar voluntariamente para o progresso do conhecimento científico. Estou plenamente consciente de que não terei nenhum benefício adicional por parte dos pesquisadores envolvidos e desta Instituição, mas também qualquer despesa.

Pesquisadores: Prof. MSc Frederico Ribeiro Neto e Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro
Endereço: SHIN QL 13 Área Especial C, Lago Norte/ Brasília - DF, 71535-005
Telefones: (61) 3319-1908/9184-1550 E-mail: fredribeironeto@gmail.com

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Associação das Pioneiras Sociais, telefone: 3319-1494, e-mail: comiteeticapesquisa@sarah.br, end.: SMHS 501 BL A, 4º andar.
Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade para participar deste estudo.

Brasília, DF, _____ de _____ de 2016.

Participante

Nome e assinatura do pesquisador

II. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – Grupo Controle

Em conformidade com a Resolução 466 de 12 de dezembro de 2012 do Conselho Nacional de Saúde/MS, eu, _____, concordo com a minha participação como voluntário da pesquisa “Predição da Independência Funcional Baseada na Força Relativa em Homens Adultos com Lesão Medular Traumática” sob responsabilidade do Professor de Ed. Física Frederico Ribeiro Neto na Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação.

Conforme esclarecimento prestado pelo pesquisador, o citado projeto consiste na execução da avaliação da força (Dinamômetro Isocinético e Preensão Manual) e eletromiografia de superfície (EMG) para comparação com indivíduos com lesão medular. Antes dos testes de força, serão realizados um aquecimento e a adaptação ao dinamômetro. Não será realizada estimulação elétrica. A eletromiografia apenas avalia o estímulo muscular durante o teste de força.

Fui informado de que esses procedimentos são seguros, sem quaisquer riscos para minha saúde. No entanto, é garantida a interrupção imediata do teste, zelando por evitar ou minimizar qualquer situação de desconforto. Será garantida a manutenção do sigilo e da privacidade dos participantes em todas as fases da pesquisa.

Declaro que compreendi os termos da pesquisa, concordo em participar e autorizo o uso dos resultados das avaliações, bem como de outros dados necessários para a pesquisa. A presente autorização compreende a divulgação da pesquisa em todo e qualquer material das publicações e apresentações referentes ao estudo. Estou ciente de que os meus dados serão tratados de forma confidencial e não serei identificado. Recebi uma cópia deste termo e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas. Ao permitir a minha participação na presente pesquisa, não me move senão o interesse de colaborar voluntariamente para o progresso do conhecimento científico. Estou plenamente consciente de que não terei nenhum benefício adicional por parte dos pesquisadores envolvidos e desta Instituição, mas também qualquer despesa.

Pesquisadores: Prof. MSc Frederico Ribeiro Neto e Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro

Endereço: SHIN QL 13 Área Especial C, Lago Norte/ Brasília - DF, 71535-005

Telefones: (61) 3319-1908/9184-1550

E-mail: fredribeironeto@gmail.com

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Associação das Pioneiras Sociais, telefone: 3319-1494, e-mail: comiteeticapesquisa@sarah.br, end.: SMHS 501 BL A, 4º andar.

Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade para participar deste estudo.

Brasília, DF, _____ de _____ de 2016.

Avaliado

Nome e assinatura do pesquisador

III. ADAPTED MANUAL WHEELCHAIR CIRCUIT TRANSLATION (AMWC-Brasil).

DESCRIÇÃO E PROCEDIMENTOS DE PONTUAÇÃO DO CIRCUITO DE HABILIDADES EM CADEIRA DE RODAS ADAPTADO (AMWC – Brasil)

Item 1: Figura em formato de 8

Três cones são posicionados no chão, em linha reta com distância de 1,50 m entre eles. O participante senta na cadeira de rodas à direita do primeiro cone, com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás do primeiro cone. Ao sinal de início, o participante propulsiona a cadeira de rodas na maior velocidade possível, em um percurso em formato de 8, contornando os outros dois cones. O tempo é registrado do momento que o participante inicia até as rodas dianteiras ultrapassarem novamente o primeiro cone.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo necessário para completar esse item (apenas registrado se Pontuação de Habilidade = 1).

Item 2: Superar obstáculo de 1,2 cm

Uma placa de madeira (1,20 x 0,15 x 0,012 m) é posicionada no chão. São feitas 2 marcações, 1 m antes e 1 m depois do obstáculo. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, propulsiona a cadeira de rodas para frente, transpõe a placa de madeira e ultrapassa a segunda marca. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 0,5: O participante consegue superar o obstáculo de madeira apenas com as rodas dianteiras (dentro 120 segundos), mas não ultrapassa as rodas traseiras.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 3: Superar obstáculo de 4,0 cm

Uma placa de madeira (1,20 x 0,15 x 0,04 m) é posicionada no chão. São feitas 2 marcações, 1 m antes e 1 m depois do obstáculo. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, propulsiona a cadeira de rodas para frente, transpõe a placa de madeira e ultrapassa a segunda marca. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Nota: Esse item só é realizado se o participante conseguir executar o item 2.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 0,5: O participante consegue superar o obstáculo de madeira apenas com as rodas dianteiras (dentro 120 segundos), mas não ultrapassa as rodas traseiras.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 4: Subir degrau de 10,0 cm

Uma plataforma de madeira (1,22 x 1,22 x 0,10 m) é posicionada no chão, com um lado contra a parede. A 2 metros da frente da plataforma é feita uma marcação no piso. Na plataforma, é realizada uma marcação a 0,4 m da borda pela qual será acessada. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, propulsiona a cadeira de rodas para a frente, sobe a plataforma e propulsiona até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Nota: Esse item só é realizado se o participante conseguiu executar o item 3 (Pontuação de habilidade = 1).

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 0,5: O participante consegue superar plataforma apenas com as rodas dianteiras (dentro 120 segundos), mas não ultrapassa as rodas traseiras.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 5: 15 m em velocidade

Dois cones são posicionados no chão com uma distância entre eles de 15 metros. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, o participante propulsiona a cadeira de rodas o mais rápido possível em direção ao segundo cone. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 6: 4 m de grama artificial

Um tapete de 4,0 x 1,0 x 0,02 m de grama artificial é posicionado no chão. Uma marca é colocada 1 m a frente do tapete e outra 1 m após o tapete. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, o participante propulsiona a cadeira de rodas o mais rápido possível em direção à segunda marca, transpassando a grama. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 7: Subida e descida de Rampa de 3%

Uma rampa de madeira de 4,88 x 1,22 m com 2,44 m de subida e 2,44 m de descida foi construída e colocada no chão (o pico da rampa deve estar à 0,09 m de altura para atingir 3% de inclinação). Uma marca é colocada à 1,5 m do início da rampa e outra à 1 m após final da rampa. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, o participante sobe e desce as rampas em direção à segunda marca. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 8: Subida e descida de Rampa de 6%

Uma rampa de madeira de 4,88 x 1,22 m com 2,44 m de subida e 2,44 m de descida foi construída e colocada no chão (o pico da rampa deve estar à 0,17 m de altura para atingir 6% de inclinação). Uma marca é colocada à 1,5 m do início da rampa e outra à 1 m após final da rampa. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, o participante sobe e desce as rampas em direção à segunda marca. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Nota: Esse item só é realizado se o participante conseguiu superar a rampa de 3%.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 9: Abrir e fechar porta

Uma marca é colocada 1 metro antes e outra 1 metro depois de uma porta. A porta deve ter uma maçaneta convencional (não devem ser do tipo botão) posicionada entre 0,9 m a 1,2 m de altura do piso. A porta deve ser articulada (não deve ser uma porta de correr), ter largura mínima de 0,85 m, não deve ter degrau no portal, resistência extra ou mola ou amortecedor e deve ter um espaço aberto de 2 x 2 m dos lados. O participante senta na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. Ao sinal de início, o participante propulsiona a cadeira de rodas em direção à porta, abre, atravessa a porta, fecha, ultrapassa a segunda marca, vira, abre novamente a porta, atravessa a porta, fecha e ultrapassa a primeira marca. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem novamente a primeira marca. A porta DEVE ser fechada completamente as duas vezes para o item ser desempenhado corretamente.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 180 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 180 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 10: Subida com inclinação lateral de 3%

Uma plataforma de madeira de dimensões 4,88 x 1,22 m com inclinação lateral de 3% é posicionada no chão. Uma linha é traçada na plataforma a 0,8 m da extremidade esquerda e uma segunda linha é traçada a 1,08 m da extremidade direita de forma que haja 3,0 m entre as marcações. O participante senta-se na cadeira de rodas, em cima da plataforma, com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da primeira marca. O lado alto da plataforma deve estar à esquerda do participante. Ao sinal de início, o participante propulsiona a cadeira de rodas em direção à segunda marca parando antes do final da plataforma. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue completar esse item dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 11: Empinar a cadeira de rodas por 10 segundos

Um quadrado de 2 x 2 m é marcado no chão. O participante senta-se na cadeira de rodas no meio do quadrado, com as rodas dianteira viradas para trás. Ao sinal de início, o participante empina a cadeira de rodas, mantendo as rodas dianteiras no ar por 10 segundos. O participante pode deslocar-se, mas deve manter-se dentro do quadrado. Se as rodas dianteiras tocarem o solo antes dos 10 segundos ou se o participante sair do quadrado, a contagem de tempo reinicia do zero quando empinar

novamente dentro do quadrado. O participante pode tentar quantas vezes for necessário durante 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue empinar durante 10 segundos dentro de um período de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue empinar durante 10 segundos dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 12: Propulsionar empinado por 3 metros

Uma linha é traçada no chão à 3 metros do quadrado de 2 x 2 m utilizado para empinar no item anterior. O participante senta-se na cadeira de rodas no meio do quadrado, com as rodas dianteira viradas para trás. Ao sinal de início, o participante empina a cadeira de rodas, e desloca-se empinado para fora do quadrado até ultrapassa a linha que está à 3 metros. Se as rodas dianteiras tocarem o solo em qualquer lugar antes da linha de 3 metros, ele deve retornar para a posição inicial e reinicia a habilidade. Os 3 metros entre o quadrado e a linha devem ser percorridos empinado. O participante pode tentar quantas vezes for necessário durante 120 segundos. O tempo é registrado a partir da largada até as rodas dianteiras ultrapassarem a segunda marca.

Nota: Esse item só é realizado se o participante conseguiu empinar de forma estacionária (item 11).

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue empinar durante 10 segundos dentro de 120 segundos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue empinar durante 10 segundos dentro de 120 segundos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 13: Transferência

Uma linha é traçada no chão paralela e à 1 metro de distância de um tablado. O tablado é ajustado para ficar na altura da parte mais alta da almofada da cadeira de rodas. O participante senta-se na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da linha. Ao sinal de início, o participante realiza uma transferência da cadeira de rodas para o tablado. Primeiramente, ele/ela propuliona em direção ao tablado e posiciona a cadeira de rodas, em seguida, realiza a transferência, com as pernas suspensas na borda do tablado e, finalmente, posiciona as pernas esticadas em cima da cama enquanto permanece sentado (tempo longo). É permitido ao participante utilizar qualquer adaptação que normalmente utiliza para auxiliar na transferência. O tempo é registrado a partir da largada até que o participante esteja em cima do tablado com as pernas esticadas sobre ela.

Nota: O avaliador não pode auxiliar em qualquer parte da execução do item.

Pontuação de Habilidade 0: O participante não consegue realizar esse item dentro de 5 minutos.

Pontuação de Habilidade 0.5: O participante é capaz de transferir dentro de 5 minutos, mas diferentemente da maneira descrita acima.

Pontuação de Habilidade 1: O participante consegue realizar esse item corretamente em 5 minutos.

Pontuação de Desempenho: Tempo medido no item (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

Item 14: Teste de 3 minutos de propulsão em cadeira de rodas

Dois cones são posicionados no chão à 15 metros de distância. O participante senta-se na cadeira de rodas com as rodas dianteiras viradas para trás e atrás da marca. Ao sinal de início, o participante propulsiona a cadeira de rodas em direção ao segundo cone, contorna-o e retorna em direção ao primeiro cone o mais rápido possível. O participante completa a maior quantidade possíveis de voltas ao redor dos cones durante 3 minutos. Após 3 minutos, o participante para e a distância entre os cones e a distância até o último cone contornado é mensurada. A distância alcançada em 3 minutos é registrada. (Esse teste pode ser configurado em quadrado com 15 metros em cada lado ou voltas de 15 metros. As instruções são as mesmas exceto pelo formato do percurso).

Pontuação de Habilidade 0: O participante propulsiona a cadeira de rodas 90 metros ou menos em 3 minutos.

Pontuação de Habilidade 1: O participante propulsiona a cadeira de rodas mais de 90 metros em 3 minutos.

Pontuação de Desempenho: Maior distância alcançada em 3 minutos (apenas registrado se pontuação de habilidade = 1).

PONTUAÇÃO DE HABILIDADE (0 – 14): Soma das Pontuações de Habilidades de todos os 14 itens.

PONTUAÇÃO DE DESEMPENHO (até 360 segundos): Soma das Pontuações de Desempenho da Figura em Formato de 8; 15 m em Velocidade e Grama Artificial.