

ANA CLAUDIA GARCIA LOPES

**ELETROESTIMULAÇÃO COMO RECURSO TECNOLÓGICO PARA
FAVORECER A TRANSFERÊNCIA EM PIVÔ SENTADO DE PESSOAS
COM PARAPLEGIA**

**BRASÍLIA
2017**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

LL864e Lopes, Ana Claudia Garcia
 ELETROESTIMULAÇÃO COMO RECURSO TECNOLÓGICO PARA FAVORECER
A TRANSFERÊNCIA EM PIVÔ SENTADO DE PESSOAS COM PARAPLEGIA /
Ana Claudia Garcia Lopes; orientador Emerson Fachin
Martins. -- Brasília, 2017.
 110 p.

 Dissertação (Mestrado - Mestrado em Ciências e
Tecnologias em Saúde) -- Universidade de Brasília, 2017.

 1. traumatismos da medula espinal. 2. paraplegia. 3.
estimulação elétrica. 4. biomecânica. 5. reabilitação. I.
Fachin-Martins, Emerson, orient. II. Título.

ANA CLAUDIA GARCIA LOPES

**ELETROESTIMULAÇÃO COMO RECURSO TECNOLÓGICO PARA
FAVORECER A TRANSFERÊNCIA EM PIVÔ SENTADO DE PESSOAS
COM PARAPLEGIA**

*Dissertação apresentada como exigência para obtenção
do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação
em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade
de Brasília.*

*Área de Concentração: Promoção, Prevenção e
Intervenção em Saúde*

*Linha de Pesquisa: Saúde, Funcionalidade, Ocupação e
Cuidado*

Orientador: Prof. Dr. Emerson Fachin Martins

**BRASÍLIA
2017**

**ELETROESTIMULAÇÃO COMO RECURSO TECNOLÓGICO PARA
FAVORECER A TRANSFERÊNCIA EM PIVÔ SENTADO DE PESSOAS
COM PARAPLEGIA**

ANA CLAUDIA GARCIA LOPES

DISSERTAÇÃO APRESENTADA E AVALIADA EM: ____/____/____

NOTA: _____

Prof. Dr. Emerson Fachin-Martins
Orientador

Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan
Membro vinculado ao PPGCTS e professor pesquisador da FCE/Universidade de Brasília

Dr. Frederico Ribeiro Neto
**Membro não vinculado ao PPGCTS e pesquisador da Rede SARAH de Hospitais de
Reabilitação**

Prof. Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues
**Membro suplente vinculado ao PPGCTS e professor pesquisador da FCE/Universidade de
Brasília**

**BRASÍLIA
2017**

DEDICATÓRIA

À minha mãe, que sempre apoiou e incentivou a trilhar os melhores caminhos na minha vida. Meu melhor exemplo de dedicação à profissão. Quando partiu me ensinou a maior de todas as lições, que somos muito mais fortes do que pensamos. E mesmo longe nos últimos seis anos, conseguiu estar mais perto, sempre presente em oração, pensamento e nas “conversas” noturnas. E como a própria música que você mais gostava dizia “... viver é melhor que sonhar... ainda somos os mesmos e vivemos como os nossos pais...”.

Ao meu avô Mario e minha avó Rosalina, por todo o amor, cuidado, carinho, dedicação e compreensão! Nossa convivência e ligação é muito forte. Vocês sempre foram a minha base e minha força para superar tudo. Ao meu avô que permitiu que nos últimos dias de vida conseguíssemos ficar ainda mais próximos e compartilhar crenças e expectativas de vida.

Dedico à todas as pessoas que lutam pelo crescimento da fisioterapia e por uma sociedade mais justa e acessível a toda população.

Dedico à todas as pessoas que possuem algum tipo de deficiência e enfrentam desafios diários nas tarefas mais simples do cotidiano.

AGRADECIMENTOS

Agradeço todas as pessoas que contribuíram para minha formação e desenvolvimento pessoal, profissional e espiritual. À Deus, por todas as oportunidades que me foram dadas, que permitiu tantos aprendizados e por ter colocado todos os anjos especiais em minha vida.

Agradeço à minha mãe por todas as oportunidades que me proporcionou para meu crescimento como pessoa e como profissional. Agradeço aos meus avós, Rosalina e Mario pelo suporte, amor e carinho incondicional em todos os momentos.

Obrigada família, em especial aos meus tios: Regina, Orlando, Marília e Bruno e aos primos irmãos queridos: Rodrigo, Juliana, Vinicius e Caio. Muito obrigada por estarem de mãos dadas nos momentos mais difíceis. Obrigada meu primo Rodrigo que me conduziu à fisioterapia, a melhor das escolhas da minha vida. E a minha prima irmã Juliana que, acima de tudo, é um exemplo de pessoa íntegra e profissional extremamente competente. Aos meus sobrinhos: Maria Eduarda, Enrico, Ana Carolina e nossa bebezinha, que foram os anjos encaminhados por Deus para nos trazer mais amor, carinho, união e felicidade.

Emerson, professor, orientador, estimulador e colega. Tenho muita admiração pelo senhor. Um profissional extremamente competente, com uma carreira brilhante, um *lattes* invejável, *multitask*, sorridente e acima de tudo, sempre disposto a trabalhar de maneira colaborativa, agregando competências para sua (nossa) equipe. A quem sempre soube compreender a minha rotina imposta pelo trabalho, respeitar minhas pequenas contribuições e me valorizar a cada encontro. Obrigada por ter ampliado meus horizontes e ter me mostrado o conceito de inovação, uma área tão importante da Tecnologia Assistiva. Muito obrigada pela dedicação e paciência ao longo desta jornada, mas principalmente pela lapidação final nos últimos dias da escrita. E tenho certeza que essa fase foi apenas o início de uma trajetória de colaborações.

À Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação por ter me proporcionado a construção da minha trajetória profissional ao longo de todos esses anos e pelo apoio e suporte.

À todos os pacientes que me ensinam diariamente o dom de se reinventar a cada dia. Obrigada principalmente pela disponibilidade daqueles que estiveram envolvidos diretamente com este trabalho.

Antônio, foi você que me abriu todas as portas da UnB, lembro como se fosse hoje você me apresentando o Laboratório e com toda sua energia e animação, dizendo que seria possível construirmos uma trajetória em conjunto. Obrigada pelo apoio pessoal, profissional e por todos os ensinamentos diários.

Lucas, muito obrigada pelo carinho, atenção, disposição e enorme paciência que sempre teve comigo. Obrigada por todos os ensinamentos e acima de tudo, por sua capacidade de transformar um pouco da engenharia em linguagem clara e simples. Obrigada por sua ajuda em todos os momentos, mas principalmente pelo empenho na fase final de extração dos dados. Você é um profissional e uma pessoa fantástica. Te admiro muito.

Claudia, muito obrigada pelo auxílio em cada detalhe da construção de todo o ambiente experimental, coleta e processamento de dados. Suas contribuições foram de grande importância. Obrigada pela paciência e atenção em cada detalhe.

Dr. Charles e principalmente Christine por todas considerações e ensinamentos, viabilizados pelo fomento para a equipe associada CACAO (NTAAI/CAMIN) via cooperação FAPDF/INRIA (Processo: 23106.035055/2017-12).

Roberto, obrigada pelo auxílio na construção do *set up* inicial e participação no piloto. Professora Clarissa, obrigada pelas contribuições metodológicas. Miguel, obrigada pela confecção das luvas. José Henrique, obrigada pela confecção das barras de apoio das mãos. Reobi e Karine, obrigada pelo auxílio durante os experimentos. Tatiane, obrigada pelo auxílio durante processamento dos dados.

Agradeço a todos os colegas de setor da Rede SARAH pela confiança, respeito e constante ajuda durante esta trajetória. Obrigada Denise por sempre estar ao meu lado encorajando e apoiando a cada novo desafio. Obrigada Daniela pelo incentivo à pesquisa. Frederico, obrigada pelo apoio e crescimento profissional, tenho muita admiração pelo profissional e pesquisador que você se tornou.

Vinicius e Sabrina, aos meus irmãos de coração. Deus não poderia ter sido tão bom em me dar irmãos de convivência melhores. Elisa, obrigada pelo carinho de sempre.

Agradeço às Instituições que repassaram fomento para a pesquisa e o desenvolvimento tecnológico do *set up* experimental, em particular à CAPES (Programa PVE – Processo: 88881.068134/2014-01 – Proposta: 300665).

A colaboração de todos foi essencial para o desenvolvimento deste trabalho! Muito obrigada!

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original”.

Albert Einstein

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1. INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2. OBJETIVO..... | 3 |
| 2.1. Objetivo geral..... | 3 |
| 2.2. Objetivos específicos..... | 3 |
| 3. REFERENCIAL TEÓRICO..... | 4 |
| 3.1. Reflexões sobre saúde..... | 4 |
| 3.2. O estado de saúde de pessoas com lesão medular..... | 5 |
| 3.3. Transferências funcionais para pessoas com lesão medular..... | 7 |
| 3.4. Eletroestimulação na lesão medular..... | 9 |
| 3.5. Transferências acionadas pela eletroestimulação dos músculos paralisados..... | 11 |
| 4. MÉTODO..... | 14 |
| 4.1. População alvo, amostragem e recrutamento..... | 14 |
| 4.2. Mensuração e acompanhamento das variáveis de interesse..... | 19 |
| 4.2.1. Segmentação das fases da transferência em pivô sentado e suas variáveis..... | 19 |
| 4.2.2. Modelo cinético..... | 22 |
| 4.2.3. Modelo cinemático..... | 23 |
| 4.2.4. Parâmetros de desempenho influenciado pela eletroestimulação neuromuscular..... | 24 |
| 4.3. Método de delineamento para configuração das plataformas e assentos do ambiente experimental..... | 24 |
| 4.3.1. Ensaios pilotos para configuração dos assentos..... | 25 |
| 4.3.2. Definição da configuração final dos assentos no ambiente experimental..... | 27 |
| 4.4. Protocolos de intervenção com eletroestimulação neuromuscular..... | 28 |
| 4.4.1. Ensaio piloto da intervenção..... | 28 |
| 4.4.2. Ensaio clínico definitivo da intervenção no ambiente experimental proposto.. | 29 |
| 4.5. Protocolos de intervenção por meio de transferências eletroestimuladas..... | 32 |
| 4.6. Processamento dos dados..... | 35 |
| 4.7. Análise estatística..... | 36 |
| 5. RESULTADOS..... | 37 |
| 5.1. Caracterização da amostra da série de casos..... | 37 |
| 5.2. Evolução do ambiente experimental..... | 40 |
| 5.3. Parâmetros cinéticos e cinemáticos da transferência em pivô sentado..... | 43 |
| 5.4. Influências da eletroestimulação na TPS..... | 46 |
| 5.5. Influências da eletroestimulação considerando o sentido da transferência..... | 50 |
| 5.6. Efeitos adversos..... | 53 |
| 6. DISCUSSÃO..... | 54 |
| 6.1. Limitações do estudo e perspectivas futuras..... | 63 |
| 7. CONCLUSÃO..... | 65 |
| 8. REFERÊNCIAS..... | 66 |
| ANEXOS..... | 73 |

RELAÇÃO DE FIGURAS

| | |
|---|-----------|
| Figura 1. Esquema gráfico exemplificando variáveis manipuláveis e não manipuláveis que influenciam a independência funcional dos indivíduos com lesão medular. | 7 |
| Figura 2. Fotografia detalhando ambiente experimental para estudos de transferência pivô sentado. | 13 |
| Figura 3. Algoritmo de organização para sequenciamento nas etapas e fases observada nos métodos, esclarecendo os momentos em que os dados foram coletados (Etapas 1, 2 e 3). | 18 |
| Figura 4. Esquema ilustrativo demonstrando as fases da transferência em pivô sentado: pré elevação, elevação e pivô e pós elevação. | 21 |
| Figura 5. Fotografias em visão anterior e posterior de um dos sujeitos, indicando o posicionamento na superfície corporal dos marcadores reflexivos. | 23 |
| Figura 6. Imagens da organização das plataformas de força para o cálculo da cinética durante a transferência pivô sentado. | 25 |
| Figura 7. Fotografias indicando a evolução do ambiente experimental. | 26 |
| Figura 8. Fotografia indicando a configuração final (terceira geração) do ambiente experimental localizado no Laboratório de Análise de Movimento da Faculdade de Ceilândia (Universidade de Brasília). | 27 |
| Figura 9. Fotografia em visão superior das coxas de um dos participantes, indicando o posicionamento dos eletrodos autoadesivos sobre a pele sobre o grupo muscular do quadríceps femoral. | 30 |
| Figura 10. Fotografia indicando a posição do sujeito nos bancos, posicionamento das mãos, com as luvas, apoiadas sobre local específico nas barras paralelas (A). | 32 |
| Figura 11. Fotografia mostrando a organização do ambiente experimental com presença dos profissionais e do sujeito no momento da captura. | 33 |
| Figura 12. Fluxograma da organização da etapa 2 (avaliação preliminar) e da etapa 3 (subdividida em pré ensaio, ensaio clínico e pós ensaio), esclarecendo o que foi realizado em cada uma das etapas do desenho experimental. | 35 |
| Figura 13. Figura ilustrativa da coluna vertebral e medula espinhal em corte sagital que detalham por elementos visuais a condição de saúde objeto desse estudo: paraplegia. | 38 |
| Figura 14. Painéis com curvas ao longo do tempo em segundos geradas pela redistribuição da intensidade da componente vertical da força registrada na plataforma inicial (superior), na plataforma que suportava os pés (intermediária) e na plataforma final (inferior) durante as fases da TPS – Transferência em Pivô Sentado para a promediação das tentativas executadas sem FES (azul) e com FES (vermelho) para cada um dos participantes (P1 a P5). | 45 |
| Figura 15. Painéis com curvas ao longo do tempo em segundos geradas pela angulação do tronco em análise cinemática da inclinação anterior sem (azul) e com FES (vermelho) da transferência registrada com destaque na fase de elevação e pivô (delimitação com as retas verticais) para todos os participantes de P1 a P5, indicada pela promediação da angulação do tronco e seus respectivos desvios padrão (faixa colorida ao redor da curva). | 46 |
| Figura 16. <i>Box-plots</i> da intensidade média e máxima em valores absolutos e normalizados da componente vertical da força registrada na plataforma que suportava os MMII durante as transferências sem (branco) e com 47(cinza) inclusão de eletroestimulação. | 47 |

- Figura 17.** *Box-plots* da angulação média (A) e máxima (B) registrada na análise da inclinação anterior do tronco durante as transferências sem (branco) e com (cinza) inclusão de eletroestimulação. **48**
- Figura 18.** *Box-plots* para os parâmetros temporais e espaciais: tempo de duração da fase de elevação e pivô (A), elevação vertical máxima do centro de gravidade (B), deslocamento lateral (C) e vertical (D) da pelve na fase de elevação e pivô da transferência sem (branco) e com (cinza) aplicação da eletroestimulação funcional (FES). **49**
- Figura 19.** *Box-plots* da análise da influência da transferência sem (branco) e com (cinza) eletroestimulação (FES), durante transferências para a direita e para a esquerda para a intensidade média (A) e pico de força (B) da componente vertical absoluta e normalizada na plataforma sob os MMII (C e D). **51**
- Figura 20.** *Box-plots* da análise da influência da transferência sem (branco) e com (cinza) eletroestimulação (FES), durante transferências para a direita e para a esquerda para a inclinação anterior do tronco medida pela média das angulações (A) e pela angulação máxima (B). **52**
- Figura 21.** *Box-plots* para os parâmetros temporais e espaciais: tempo de duração da fase de elevação e pivô (A), elevação vertical máxima do centro de gravidade (B), deslocamento lateral (C) e vertical (D) da pelve na fase de elevação e pivô da transferência sem (branco) e com (cinza) aplicação da eletroestimulação funcional (FES) e separados pelo sentido da transferência. **53**

RELAÇÃO DE TABELAS

| | |
|---|-----------|
| Tabela 1. Critérios de elegibilidade para composição da amostra de conveniência para o estudo de série de casos em ensaio clínico exploratório, controlado, não-randomizado e não-cegado para prova de conceito. | 16 |
| Tabela 2. Caracterização da amostra quanto aos fatores contextuais (pessoal e ambiental), bem como aos componentes da estrutura e função do corpo e atividade e participação. | 40 |
| Tabela 3. Intensidade de corrente para cada sujeito de acordo com a força muscular pretendida no MMT, com frequência de 50 Hz e largura de pulso de 450 μ s. | 42 |

RELAÇÃO DE ANEXOS

| | |
|--|------------|
| ANEXO 1. Síntese da transcrição de todos os níveis de evidência da utilização da eletroestimulação neuromuscular citados nos <i>guidelines</i> do <i>SCIRE Project</i> , divididos por área de interesse. | 73 |
| ANEXO 2. Aprovação Comitê de Ética. | 87 |
| ANEXO 3. Escala de Ashworth Modificada. | 92 |
| ANEXO 4. Escala de atividade física de Janssen. | 93 |
| ANEXO 5. Escala de Medida de Independência em Lesão Medular (do inglês, <i>Spinal Cord Independence Measure - SCIM-III</i>). | 94 |
| ANEXO 6. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. | 100 |
| ANEXO 7. Termo de Autorização para Utilização de Imagem e Som de Voz para fins de pesquisa. | 101 |
| ANEXO 8. Capa da publicação do artigo na Revista <i>European Journal of Translational Myology</i> de 2016 (ISSN: 2037-7460), classificada como B2 na Área Interdisciplinar da Qualis/CAPES (56). | 102 |
| ANEXO 9. Capa do capítulo do livro PROFISIO - Atualização em Fisioterapia Neurofuncional de 2017 desenvolvido pela editora Secad (Sistema de Educação Continuada a Distância) em parceria com a Associação Brasileira de Fisioterapia Neurofuncional (ABRAFIN). | 103 |
| ANEXO 10. Capa do artigo submetido e aceito para apresentação na <i>IEEE Life Sciences Conference</i> que acontecerá em dezembro de 2017, Sydney, Austrália (64). | 104 |
| ANEXO 11. Termo de concordância para a realização da pesquisa na Universidade de Brasília. | 105 |
| ANEXO 12. Dados brutos de cada uma das transferências realizadas pelos sujeitos, agrupadas pelo lado realizado (direito e esquerdo) e desfecho (com e sem FES). Em vermelho estão as transferências excluídas da análise | 106 |
| ANEXO 13. Recursos financeiros que estavam disponíveis para o projeto de pesquisa. | 108 |

RELAÇÃO DE SIGLAS, ABREVEATURAS E SIMBOLOS

AIS: *Asia Impairment Scale*

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

C: segmentos cervicais da medula

CG: cento de gravidade

CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde

cm: centímetros

CR: cadeira de rodas

EENM: eletroestimulação neuromuscular

F: frequência

FES: Estimulação Elétrica Funcional, do inglês, *Functional Electrical Stimulation*

Hz: Hertz

i: intensidade da corrente elétrica

IC: intervalo de confiança

Kg: quilograma

kHz: quilohertz

LM: lesão medular

m: metros

mA: miliampère

MMII: membros inferiores

MMRCS: *Modified Medical Research Council Scale*

MMSS: membros superiores

MMT: Teste de Força Manual, do inglês, *Manual Muscle Teste*

MS: membro superior

N: Newtons

NSCISC: *National Spinal Cord Injury Statistic Center*

OMS: Organização Mundial de Saúde

S: segmentos sacrais da medula

SCIM - III: Escala de Medida de Independência em Lesão Medular, do inglês, *Spinal Cord Independence Measure III*

SCIRE: *Spinal Cord Injury Research Evidence Project*

T: segmentos torácicos da medula

TPS: transferência em pivô sentado

µs: microssegundo

°: graus

%: porcentagem

RESUMO

LOPES, A.C.G. Eletroestimulação como recurso tecnológico para favorecer a transferência em pivô sentado de pessoas com paraplegia. (Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde (PPGCTS), Faculdade de Ceilândia (FCE), Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Distrito Federal, Brasil, 2017.

A transferência é uma habilidade central para o ganho de mobilidade, independência e melhora da qualidade de vida dos indivíduos com lesão medular (LM), pois promove maior participação social, ocupacional e comunitária. Entretanto, a quantidade de transferências executadas por pessoas com paraplegia pode acarretar sobrecarga articular e muscular nos membros superiores (MMSS). Eletroestimulação neuromuscular (EENM) em contexto funcional (FES, do inglês, *Functional Electrical Stimulation*) automatizada como recurso tecnológico, representa potencial auxiliar na coordenação artificial de membros inferiores (MMII) durante a transferência em pivô sentado (TPS). O presente estudo teve como objetivo provar o conceito de que a eletroestimulação dos músculos paralisados de MMII de pessoas com paraplegia após LM traumática pode beneficiar a TPS com potencial para influenciar deslocamentos da cadeira de rodas para outros assentos, favorecendo parâmetros cinéticos e cinemáticos e protegendo as estruturas osteomioarticulares dos MMSS. Em um ensaio clínico não-convencional em série de casos, foram recrutados indivíduos paraplégicos, que respondiam a EENM em quadríceps femoral. Desenvolveu-se um ambiente experimental composto por plataformas de força, bancos, barras de apoio, câmeras tridimensionais e sistema sincronizado entre descarga de peso nas mãos que acionava sensores nas luvas e desencadeava a EENM durante a fase elevação e pivô. Foram selecionados cinco sujeitos com paraplegia alta e baixa (T2 a T11- AIS A), 60% homens, independentes e realizavam 15 transferências/dia. Para a FES foi escolhida frequência 50 Hz, largura de pulso 450 μ s e intensidade de corrente de acordo com a força muscular almejada em quadríceps. Evidenciou ganho significativo de 30% no pico de força vertical gerado na plataforma nos MMII pela introdução da FES, com aumento significativo do deslocamento vertical da pelve (2 cm) na fase de elevação e pivô, que permite associar que de maneira indireta houve diminuição de força em MMSS. Paraplégicos altos têm uma tendência maior a descarregar mais peso nos MMII com FES. Não observou diferença significativa na análise cinemática de flexão de tronco, no tempo de duração da fase elevação e pivô, no deslocamento lateral da pelve e vertical do centro de gravidade. Na análise comparativa entre os lados direito e esquerdo, sem e com FES, verificou-se que a FES auxiliou principalmente a transferência para o lado esquerdo (lado da mão não dominante). O estudo evidenciou em análise cinética e cinemática que o uso da FES em estratégia de ativação do quadríceps de paraplégicos pode diminuir a sobrecarga em MMSS durante a TPS.

Palavras-chave: traumatismos da medula espinal, paraplegia, estimulação elétrica, movimento, biomecânica, reabilitação.

ABSTRACT

LOPES, A.C.G. Electrical stimulation as a technological resource to favor sitting pivot transfer for people with paraplegia. (Master). Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde (PPGCTS), Faculdade de Ceilândia (FCE), Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Distrito Federal, Brazil, 2017.

Transfer is a central ability to gain mobility, independence and improvement in the quality of life of the spinal cord injury (SCI) people, as it promotes greater social, occupational and community participation. However, a number of transfers performed by people with paraplegia can lead to joint and muscle overload in the upper limbs (UL). Neuromuscular electrostimulation (NMES) in functional context (FES), automated as a technological resource, potential auxiliary representative in the artificial coordination of lower limbs (LL) during sitting pivot transfer (SPT). The present study aimed proving the concept of an electrostimulation of the paralyzed muscles of patients with paraplegia after SCI may benefit SPT with potential to influence wheelchair transfer, favoring kinetic and kinematics parameters and protecting structures of the UL. In a non-conventional clinical trial in a series of cases, they were recruited who respond to NMES in the femoral quadriceps. An experimental environment was developed consisting of force platforms, benches, support bars, three-dimensional cameras and a synchronized system between hand weight discharge that triggered sensors in the gloves and triggered NMES during a lift pivot phase. Five subjects with high and low paraplegia (T2 to T11-AIS A) were selected, 60% were men, and they performed 15 transfers/day. For an FES, a frequency of 50 Hz, pulse width 450 μ s and current intensity was chosen according to a desired quadriceps muscle strength. It was evidenced a significant gain of 30% peak vertical force generated on the platform in the LL by the introduction of FES, with a significant increase in the vertical displacement of the pelvis (2 cm) in the lift pivot phase, which allows to associate that in an indirect way there was decrease of force in UL. Higher paraplegics have a greater tendency to charge more weight in the lower limbs with FES. No significant difference was observed in the kinematic analysis of trunk, without different in duration time of the lift pivot phase, lateral displacement of pelvis and vertical displacement of the center of gravity. In the comparative analysis between the right and left sides, with and without FES, it was found that the main auxiliary FES transferred to the left side (non-dominant hand side). The study showed in kinetic and kinematic analysis that the use of FES in the strategy of quadriceps activation of paraplegics can decrease the overload in UL during a SPT.

Keywords: spinal cord injuries, paraplegia, electrical stimulation, movement, biomechanics, rehabilitation.

1. INTRODUÇÃO

A lesão medular pode afetar profundamente a vida do indivíduo e acarretar numerosos desafios no cotidiano, até mesmo em tarefas básicas. A habilidade de transferir-se de um local para outro, como da cadeira de rodas para cama, carro, sofá, cadeira higiênica, pode tornar-se um desafio pois é realizada inúmeras vezes ao longo do dia (1–4). A intenção do profissional de reabilitação é estimular que o indivíduo com paraplegia seja o mais independente possível para realizar esta atividade, dentro do potencial funcional possível para seu nível de lesão medular (5), já que sair da cama e retomar seu papel como indivíduo na sociedade é essencial para o reestabelecimento de uma vida com propósitos.

Se por um lado as transferências assumem um grande papel social para a pessoa com paraplegia, ao mesmo tempo, a repetição delas pode acarretar sobrecarga articular e muscular em membros superiores, pois o sistema osteomioarticular não possui a mesma estrutura para suporte de carga quando comparado aos membros inferiores (4). Em razão disso, grande parte das pessoas com lesão medular que assumem uma vida mais ativa pelo uso das transferências, propulsão em cadeira de rodas e maior participação nas atividades diárias, poderão experimentar dor e/ou lesão em membros superiores ao longo dessa vida, com uma prevalência relatada pela literatura entre 5 e 78% (4,6). Na fase mais aguda após a instalação da lesão medular, a dor pode estar mais associada à capsulite adesiva em ombros causada pela inatividade; em fases mais avançadas, as queixas dolorosas em membros superiores começam a se relacionar mais ao *overuse* (4,6).

Atualmente, vivemos um momento em que a tecnologia e inovação impulsionam o desenvolvimento de novos equipamentos e processos, com possibilidade de solucionar necessidades e problemas de toda a sociedade. Essas novas tecnologias podem favorecer o cotidiano, à acessibilidade e a reinserção das pessoas com deficiências. Dado às vantagens advindas deste momento de revolução, como poderíamos empregar avanços tecnológicos em prol de solucionar o inconveniente de sobrecarregar articulações que anatomicamente não foram preparadas para as transferências, preservando o papel social das transferências na realidade vivida por pessoas com paraplegia?

Ao explorar opções tecnológicas dentro do arsenal terapêutico disponível, o aproveitamento das propriedades de correntes elétricas cuja aplicação é relatada desde os primórdios da fisioterapia, parece ter sido pouco explorada para solucionar problemas de transferência. O uso das correntes elétricas para promover contração de músculos paralisados para troca de posturas em pessoas com

lesão medular iniciou-se próximo a década de 60 (7,8) e, mesmo quase 60 anos depois, poucas opções do seu emprego são ofertadas quer na modalidade terapêutica quer na modalidade assistiva para os indivíduos com lesão medular.

As poucas alternativas tecnológicas que empregam eletroestimulação para solucionar necessidades/problemas nas transferências foram apresentadas na literatura científica por meio dos estudos delineados pela equipe francesa DEMAR – *DÉambulation et Mouvement ARTificiel*, atualmente recomposta na equipe CAMIN – *Control of Artificial Movement and Intuitive Neuroprosthesis*, que em uma primeira iniciativa testou se a estimulação elétrica poderia auxiliar na transferência de sentado para em pé de pessoas com lesão medular (9,10), em um segundo momento, modelou um sistema computacional para simular se a estimulação em membros inferiores poderia auxiliar na transferência em pivô sentado de paraplégicos (9,11).

Foi inspirado no conceito de coordenar controles naturais (recrutamento voluntário de músculos preservados) e artificiais (eletroestimulação de músculos paralisados) durante transferências de pessoas com lesão medular que o presente estudo se propôs a testar o conceito de que a eletroestimulação pode auxiliar tais pessoa durante sua transferência em pivô sentado.

2. OBJETIVO

2.1. Objetivo geral

Provar o conceito de que a eletroestimulação dos músculos paralisados de pessoas com paraplegia pode beneficiar a transferências em pivô sentado com potencial para influenciar deslocamentos da cadeira de rodas para outros assentos, favorecendo os parâmetros cinéticos e cinemáticos do movimento e protegendo as estruturas osteomioarticulares envolvidas nos membros superiores.

2.2. Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral foram traçados objetivos de desenvolvimento científico e tecnológico na seguinte sequência:

- I. Levantar informações sistematizadas na literatura das possibilidades de emprego da eletroestimulação para assistir transferências funcionais de maneira a aperfeiçoar um ambiente de experimentação adequado para a prova de conceito;
- II. Aplicar o conceito de transferência em pivô sentado assistida por eletroestimulação em uma série de casos de pessoas com lesão medular do tipo paraplegia, explorando características dos níveis neurológicos recrutados para os níveis de independência funcional e seus respectivos padrões cinéticos e cinemáticos nas transferências;
- III. Explorar os padrões cinético e cinemáticos durante a transferência, identificando possíveis estratégias para a transferência pivô sentado, bem como ocorrência de modificações do padrão cinético decorrente da aplicação de assistência eletroestimulada na transferência;
- IV. Identificar se dentre os participantes da série de casos existiam casos de favorecimento da transferência por aumento do suporte de peso nos membros paralisados, quais seriam as características que poderiam estar favorecendo isso em termos de ganho advindo da eletroestimulação.

3. REFERENCIAL TEÓRICO

O presente estudo se apoia em fundamentos científicos e tecnológicos para propor a elaboração de um ambiente experimental para testar um sistema que incorpore a automatização entre controle natural e artificial que favoreça a transferência em pivô sentado de indivíduos paraplégicos com objetivo de diminuir a sobrecarga em membros superiores.

Por esta razão, nas seções a seguir, definimos os termos, conceitos e modelos que formam o arcabouço conceitual para suporte no delineamento e no desenvolvimento do ambiente experimental para alcançar os objetivos propostos nessa dissertação.

3.1. Reflexões sobre saúde

O atual conceito de saúde, segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), fundamenta-se no estado dinâmico de “completo bem-estar físico, mental, espiritual e social”, abrangendo os diversos domínios do contexto humano e se distancia da ideia anterior de ausência de doença (12,13). A partir deste novo conceito, houve uma mudança no cenário mundial quanto ao modelo de atenção à saúde, passando do Modelo Biomédico para o Modelo Biopsicossocial, que leva em conta aspectos psicológicos, sociais, biológicos, bem como a atuação multiprofissional em ações interdisciplinares, com enfoque na funcionalidade do ser humano (12,13).

Neste contexto, surge em 2001 a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), abrangendo os aspectos relacionados à saúde com caráter universal e com uma organização taxonômica que sistematiza o uso de códigos para descrever estados de saúde de maneira padronizada com diferentes formas de aplicação (12,13). Ela subdivide-se em quatro principais domínios relacionados ao estado de saúde: 1) função e 2) estrutura do corpo (componentes biológicos), 3) atividade e participação (componente psicossocial) e 4) fatores contextuais (componentes ambientais e pessoal), permitindo também informar se o elemento codificado está contribuindo como um elemento de funcionalidade ou incapacidade no contexto da condição de saúde em atenção (12,13).

Segundo a lógica desse modelo, em havendo uma perturbação do estado de saúde, o indivíduo passa a ter uma condição de saúde, que está relacionada a doença (aguda ou crônica), aos distúrbios congênitos ou adquiridos de natureza externa (traumatismo), genética ou ambiental ou ainda circunstâncias passageiras, como gravidez ou estresse (12,14).

Assim, a lesão medular (LM) pode ser caracterizada como uma condição de saúde de base que define estados de saúde mais ou menos próximos da referência de saúde: o completo bem-estar em todo aqueles parâmetros. Mesmo com o impacto negativo desta doença nos componentes biológicos, existem potencialidades e interações positivas entre os outros domínios, como na atividade, participação e ambiente, que minimizam as limitações/restrições e mostram funcionalidade com balanço favorável mesmo em situações adversas de saúde, servindo como ponto de partida para estratégias com objetivo de melhorar qualidade de vida e prevenir agravos à saúde da população com lesão medular (14).

3.2. O estado de saúde de pessoas com lesão medular

A lesão medular (LM) é uma das mais graves formas de síndromes incapacitantes com alto impacto socioeconômico (15). É definida como um trauma ou uma doença que compromete, parcial ou totalmente, a função da medula espinhal, resultando em déficits das funções sensitivas, motoras e autonômicas (15).

O centro de referência americano *National Spinal Cord Injury Statistic Center (NSCISC)* publica um relatório anual chamado de *Spinal Cord Injury Facts and Figure at a Glance*, que disponibiliza dados de um estudo multicêntrico prospectivo longitudinal que acompanha 32.159 pessoas com lesão medular traumática (16). Segundo este relatório em 2017 (16), a incidência de lesão medular é de 54 casos por um milhão de pessoas nos Estados Unidos, sendo 17.500 novos casos por ano, com prevalência estimada de 285.000 pessoas. A idade no momento da lesão modificou de 29 anos conforme constatado nos anos 1970s para 42 anos atualmente, sendo 81% dos novos casos do gênero masculino e, desde 2010, a principal causa tem sido o acidente veicular (16).

As estatísticas no Brasil ainda são escassas. Em um estudo realizado em 1992, incluindo sete capitais brasileiras, verificou-se que a prevalência de lesão medular traumática foi de 8,6% (17). No documento do Ministério da Saúde sobre Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular de 2015 (18) relatou-se uma incidência de 40 casos/ano/milhão de habitantes, ou seja, cerca de 6 a 8 mil casos novos por ano, sendo 80% homens, 60% com idade variando entre 10 e 30 anos, com 80% dos casos decorrentes de lesão não-traumática (18).

Segundo o relatório da NSCISC em 2017, a mortalidade é alta durante o primeiro ano de lesão medular, principalmente para indivíduos com maior comprometimento, sendo a principal causa de morte em decorrência de pneumonia e septicemia, com aumento da taxa de mortalidade atual devido

a alterações endócrinas, metabólicas, nutricionais, nervosas, osteomioarticulares, mentais e geradas por acidentes (16). A expectativa de vida não demonstrou grande alteração desde 1980s e se mantém abaixo da população em geral. Paraplégicos que sobrevivem após um ano da lesão medular e tem 20 anos de idade no momento da lesão, tem expectativa de vida de mais 46,4 anos (sendo de mais 59,6 anos para a população americana sem lesão medular) (16). O gasto com saúde e com vida de um paraplégico no primeiro ano de vida é de \$526.000 dólares e \$70.000 em cada ano de vida subsequente (16).

Depois de um ano da lesão, 13% das pessoas americanas estão novamente empregadas (16). Após 10 anos de lesão medular, 51% da população têm ensino médio completo e 20% tem curso superior (comparado a 51% e 11% no momento da lesão, respectivamente) (16).

Segundo a Associação Americana de Lesão Medular Traumática (do inglês, *American Spinal Injury Association – ASIA*), referência internacional na padronização da avaliação, a lesão medular pode ser classificada como tetraplegia e paraplegia (19,20). Tetraplégico é aquele indivíduo que possui prejuízo ou perda da função motora e/ou sensorial devido à danos nos elementos neuronais nos segmentos cervicais (C) da medula espinhal, que resulta em comprometimento da função dos membros superiores (MMSS), tronco, membros inferiores (MMII) e órgãos pélvicos. Já a paraplegia refere-se às mesmas alterações, mas dos segmentos torácicos (T), lombares (L) e sacrais (S) do canal medular, e é esperado que a pessoa tenha completa funcionalidade dos membros superiores, mas dependendo do nível de lesão, o tronco, membros inferiores e órgãos pélvicos podem estar diferentemente envolvidos (19).

Alguns autores ainda estratificam a paraplegia, como “alta” e “baixa”, pois existe uma diferença funcional bastante significativa entre os níveis (19–24). Na paraplegia alta (T2 a T6), a pessoa possui redução do equilíbrio de tronco, principalmente devido à ausência de inervação dos músculos abdominais (nervos intercostais de T7 a T11) e apresenta disfunções cardiovasculares decorrente das alterações do sistema nervoso autônomo. Já na paraplegia baixa (T7 a L2), o sujeito possui menor alteração funcional, com ausência ou redução de força em membros inferiores e, geralmente abaixo de T11, o indivíduo não possui espasticidade, mas sim flacidez, em decorrência da lesão de cone medular e cauda equina.

Segundo o NSCISC em 2017, a categoria neurológica mais frequente é tetraplegia incompleta (45,8%), seguido por paraplegia incompleta (20,9%), paraplegia completa (19,7%) e tetraplegia completa (13,2%) (16). A depender do nível da lesão medular, espera-se que após a participação em programa de reabilitação, a pessoa adquira um nível de independência funcional de acordo com o

nível de lesão medular. Mas existem uma série de variáveis “manipuláveis” e “não manipuláveis” que podem influenciar tanto positiva quanto negativamente o nível de independência funcional (Figura 1) (25).

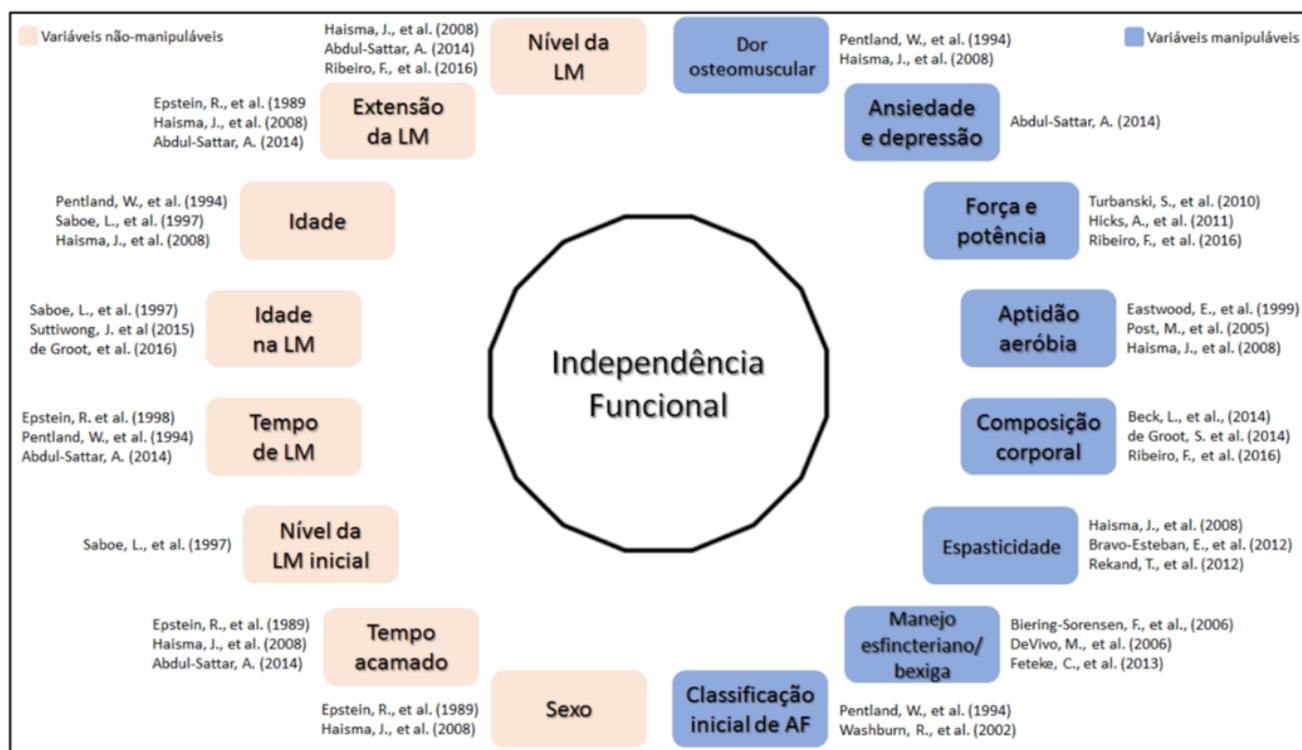


Figura 1. Esquema gráfico exemplificando variáveis manipuláveis e não manipuláveis que influenciam a independência funcional dos indivíduos com lesão medular. Siglas: AF: atividade física; LM: lesão medular. Fonte: Ribeiro Neto, F. (25).

3.3. Transferências funcionais para pessoas com lesão medular

A transferência é uma habilidade central para o ganho de mobilidade, independência e melhora da qualidade de vida dos indivíduos com lesão medular, já que promove maior participação social, ocupacional e comunitária (2,26–28). Cientistas estimaram que indivíduos com lesão medular realizam entre 15 a 20 transferências ao longo do dia (2–4,29). Dificuldade ou inabilidade de realizar a transferência da cadeira de rodas para cama acarreta em maior inatividade, pois muitas vezes o indivíduo permanece mais tempo acamado em decorrência da dificuldade e isso tem impacto físico e emocional negativo (2).

A habilidade de transferir-se está relacionada à capacidade de elevar o corpo da superfície de suporte, uma estratégia geralmente acionada pelos membros superiores. Existem diversos tipos de transferências das quais podem fazer uso as pessoas com lesão medular. Dentre elas, a mais estudada

é a transferência de sentado para em pé, contudo ela é de longe a transferência mais importante para o cotidiano das pessoas com lesão medular, visto que a transferência em pivô sentado (TPS) (em inglês, “*sitting pivot transfer*” – SPT) é o tipo mais comum de transferência nessa população, que lidam com a ausência de contração muscular voluntária em músculos dos membros inferiores para transpor-se de uma superfície a outra (1,2,27,28,30,31).

É comum observar que mesmo alguns indivíduos com tetraplegia realizam a transferência com pequena elevação do corpo, escorregando o quadril por meio de uma tábua, já que apresentam pouca força muscular para suspender o corpo sobre a superfície de suporte e pobre equilíbrio para garantir estabilidade na transferência. Além disso, necessitam de supervisão ou auxílio de terceiros na tarefa (32). Para os tetraplégicos, existem recursos alternativos para favorecer a transferência, dentre eles podemos citar os elevadores, a tábua de transferência e os sistemas que aplicam a eletroestimulação neuromuscular (EENM) (26).

Entretanto é notável que indivíduos paraplégicos, os quais não apresentam obstáculos para a elevação do corpo, são dentre as pessoas com lesão medular, os que possuem maior potencial para completa independência neste tipo de transferência (4). Não considerando a irrefutável contribuição das transferências na vida de pessoas com lesão medular, a sobrecarga em membros superiores (MMSS) decorrente delas, associada às outras atividades como a propulsão de cadeira de rodas, relacionam-se com a alta prevalência de dor ou lesão em MMSS, principalmente em ombro, que limita as atividades e restringe a participação social, reduzindo por consequência a qualidade de vida (6,30,29,33). A amostra de Pentland e Twomey com 52 paraplégicos com idade média de 44 anos ranqueou (de um a 15) as atividades do dia a dia que mais ocasionava dor em MMSS, dentre elas a transferência para cadeira higiênica ficou em terceiro lugar, transferência para carro em quarto lugar (somente a transferência, pois guardar a cadeira de rodas (CR) estava em nono) e a transferência para cama em sexto lugar, sendo que trabalhar/estudar estava em primeiro, dormir em segundo e propulsionar CR em ambientes externos também em quarto lugar (3). Neste sentido, a EENM de músculos paralisados nos membros inferiores (MMII) pode ser estratégica para diminuição de sobrecarga em MMSS durante as transferências, caso consiga deslocar a força de sobrecarga aplicada no principalmente em ombro e punhos para os MMII.

3.4. Eletroestimulação na lesão medular

O uso de corrente elétrica para produzir benefícios ao homem não é uma novidade e pode ser explorada de diversas formas: para diagnóstico, treinamento, terapia e assistência por meio de produtos que explorem a contração muscular evocada pela eletroestimulação para restaurar a função motora (9,34–38). O primeiro uso em paraplégicos para mudança de postura foi descrito em 1963 por Kantrowitz (7,9) e em 1966 por Liberson (8) e que tinham como objetivo utilizar a eletroestimulação para favorecer o ortostatismo.

Os músculos paralisados em consequência de lesão medular, em sua grande maioria, não têm sua inervação periférica afetada, o que mantém íntegro os circuitos neuronais abaixo da lesão e responsivos a estimulação elétrica, estando aptos a serem ativados por controle artificial (39). Tal característica confere ampla oportunidade terapêutica e assistiva.

O uso da corrente elétrica para treinamento da musculatura é chamado de Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) ou NMES (do inglês, *Neuromuscular Electrical Stimulation*). Quando a corrente elétrica para ativação de músculos ou grupos musculares é utilizada de maneira funcional é chamada de *Functional Electrical Stimulation* (FES) ou no português Estimulação Elétrica Funcional (9,35). Na lesão medular, geralmente, a utilização do FES para MMSS tem como objetivo possibilitar a função manual e nos MMII favorecer o ortostatismo, as transferências e até a troca de passos (35).

Apesar das inúmeras aplicações, existem diversos desafios para o uso de corrente elétrica para produzir ativação neuromuscular. A ativação não fisiológica de músculos por meio de correntes elétricas (grandes fibras musculares menos resistentes a fadiga são excitadas primeiramente e de maneira sincrônicas) resulta em contração muscular menos eficiente em termos de seletividade de fascículos, resultando em baixa resistência a fadiga, sendo um desafio tecnológico às tentativas para melhora deste recrutamento (9,37).

Caso o indivíduo tenha sensibilidade no local da aplicação e seja necessário grande torque articular, pode ocorrer desconforto sensorial a depender da parametrização necessária para evocar a contração muscular. Além disso, a espessura da dobra cutânea pode reduzir o fluxo de corrente devido à alta impedância deste tecido (34). Desta maneira, parâmetros de estimulação devem ser personalizados com objetivo de otimizar as contrações musculares em termos de: frequência, largura de pulso e intensidade (9,34,35).

Com objetivo de gerar contração muscular sustentada, a variação da frequência pode ser ajustada entre 20 a 100 Hertz (Hz) (isto é, pulsos por segundo), que irá influenciar na mudança do

potencial de ação na membrana das células nervosas, cuja frequência de interferência resultante no potencial de membrana implicará na forma de ativação e no funcionamento das vias que serão eletricamente estimuladas. Sabe-se que correntes com frequências mais baixas (20 a 30 Hz) produzem menor fadiga muscular, porém nesta faixa o nível de tensão muscular pode ser pequeno. Em contrapartida, maiores frequências chegando até 100 Hz, geram aumento na contração muscular evocada, porém é acompanhada pela fadiga (37,40).

Um sistema típico de FES é composto pela unidade de controle que é o estimulador e os eletrodos. Os eletrodos podem ser tanto de superfície ou implantados (no epimísio, intramuscular ou no nervo). Quando sistemas de eletroestimulação são associados ao sistema nervoso para estabelecer uma comunicação de entrada e saída de informação, são também chamados de neuropróteses (9,35). Os implantados possibilitam melhor seletividade e permanente posicionamento, mas já é descrita na literatura diversas falhas de durabilidade nestes sistemas que conferem fragilidades a serem ponderadas (9,35,41,42).

Devido à necessidade de controle e automação da aplicação da corrente elétrica em instantes específicos e por vezes da ordem de milissegundos, para favorecer a adequada execução da tarefa, o FES passou a ser de interesse também dos engenheiros, que assumiram como desafio desenvolver estratégias de controle e automação em dispositivos eletromecânicos e eletroeletrônicos que atuem como interface entre o corpo e o ambiente numa interação corpo-máquina cada vez mais presente no contexto de reabilitação de pessoas com lesão medular. Mas o número de sistemas efetivos que possam promover tal controle e automação ainda é bastante limitado (9).

Existem diversas evidências que apoiam o uso da eletroestimulação neuromuscular para o indivíduo com lesão medular: no manejo respiratório, da bexiga, do intestino, da hipotensão ortostática, de úlcera de pressão, para promoção da qualidade óssea, controle da espasticidade, funcionamento cardiovascular, bem como durante a reabilitação de MMSS, MMII e durante a prática de atividade física (35,43–53).

O *iCORD (International Collaboration On Repair Discoveries)* denomina um centro de pesquisa interdisciplinar que é referência mundial no estudo da lesão medular, possui como umas das linhas de pesquisa o *SCIRE Project (Spinal Cord Injury Research Evidence Project)*, uma grande base de dados internacional que disponibiliza evidências em reabilitação por área de interesse e facilita o processo decisório durante o estabelecimento de condutas em reabilitação, específica para a população com lesão medular e conta com a colaboração de cientistas, clínicos e consumidores, com sede em Vancouver (Columbia Britânica) e London (Ontário) no Canadá.

Em sua plataforma *on-line* disponibiliza a síntese de todos os níveis de evidência em reabilitação, divididos por área de interesse (43–53), e na transcrição do ANEXO 1 resumimos as evidências do uso da eletroestimulação neuromuscular citados nos *guidelines* do *SCIRE Project*. Os níveis de evidências elaborados pelo *SCIRE Project* foram baseados nos níveis de evidência de Sackett et al. (2000) e foram modificados e reduzidos para 10 categorias para serem graduados de 1 a 5, sendo que para cada nível de evidência são categorizados por tipos de estudos.

As melhores evidências do uso da EENM pelo *SCIRE*, isto é, considerada como nível 1a e 1b (ensaio clínico randomizado com PEDro maior igual a seis) apontam que: EENM nos músculos da parede abdominal pode melhorar o manejo intestinal de indivíduos tetraplégicos (44); EENM acrescida de tratamento padrão para o manejo de úlcera de pressão estágio III e IV demonstra melhores resultados quando somente utilizado tratamento padrão (46); EENM realizada de maneira passiva em bicicleta ergométrica de MMII tem efeito positivo sobre a espasticidade e amplitude de movimento em quadril, joelho e tornozelo (48); EENM durante o treino aeróbico de 30 minutos, três vezes por semana, durante oito semanas ou mais, em moderada intensidade, é efetiva na melhora da homeostase da glicose em pessoas com lesão medular (50); exercícios associados com EENM auxilia no fortalecimento de MMSS (52); EENM utilizada em diversos músculos traz benefícios durante sua utilização na prevenção e na melhora da atrofia, força e endurance de MMII. Incluem ainda que a EENM é mais efetiva no treino de marcha quando comparado a assistência manual do terapeuta ou com órtese e que a EENM associada a marcha com suporte de peso aumenta a força nos MMII (51,53).

3.5. Transferências acionadas pela eletroestimulação dos músculos paralisados

Marsolais et al. (1994) (41), em seu estudo com um indivíduo com tetraplegia incompleta (nível neurológico C6/C7; 22 anos de idade; 19 meses de lesão), encontraram que a EENM utilizada em um sistema implantado em MMII e extensores de tronco (músculos: quadríceps, isquiotibiais, adutor magno, glúteo máximo, eretor da coluna bilateral) pode ser aplicada para reforço da musculatura tanto eletroestimulada como não estimulada e favorecer o desempenho da transferência em pivô em pé, garantindo permanência em pé por cerca de três minutos com apoio em andador. Triolo et al. (1996) (26) também demonstraram que eletroestimulação da mesma musculatura em tetraplégicos facilita a transferência de sentado para em pé e diminui a assistência do cuidador na atividade.

Memberg et al. (2003) (42) demonstraram que a EENM implantada em tríceps braquial associada a neuroprótese para preensão palmar favorecem o alcance e a habilidade de mover objetos, resultando em melhor momento extensor no cotovelo quando comparado ao que resulta da cirurgia de transferência de deltoide posterior para tríceps. Indivíduos com lesão medular em nível motor C6 (cervical 6) manifestam fraqueza ou ausência de contração de tríceps braquial, musculatura chave para realizar a transferência com maior facilidade. Ao que parece, não existe estudo que investigue se a EENM do tríceps braquial e/ou grande dorsal de indivíduos tetraplégicos com nível motor C6 e lesão motora completa poderia favorecer a transferência pivô sentado (TPS).

Murphy et al. (2014) (54) demonstraram que a eletroestimulação por meio de eletrodos implantados na musculatura extensora de tronco e de quadril (erector da coluna, glúteo máximo, adutor magno, semimembranoso, quadrado lombar e glúteo médio) favorece o equilíbrio durante a transferência e com o mesmo sistema Audu et al. (2005) (55) verificaram que auxiliou na diminuição da postura cifótica de tetraplégicos e paraplégicos altos e favoreceu o equilíbrio na postura sentada.

Jovic et al. (2012) (9), em um primeiro delineamento, buscaram estratégia de contração de quadríceps (reto femoral e vasto medial), bíceps femoral, glúteo máximo e tibial anterior para transferência de sentado para em pé entre barras paralelas em um indivíduo com paraplegia (nível neurológico T6/T7; 18 anos de idade; 7 anos de lesão medular). Em seus experimentos, validaram um sistema para acionamento da EENM (frequência 40 Hz e largura de pulso 300 μ s (microssegundos)) em um determinado instante de tempo a partir da movimentação do tronco utilizando um único acelerômetro, que permitiu um sistema mais prático para uso diário.

Em seguida, o mesmo grupo, testou a transferência para em pé com seis paraplégicos (nível neurológico variando entre T4 e T6 (9) e, em um segundo estudo em 2015 (10), incluíram um tetraplégico baixo (C8/T1) com estimulação apenas de quadríceps e bíceps femoral, testados em duas sessões de treinamento com a EENM (agora com frequência de 30 Hz e 300 μ s de largura de pulso), utilizando um sistema em que o paciente controlava o momento da estimulação por meio da inclinação anterior do tronco e com pouco apoio dos MMSS. Motivados pelos desafios apontados pelos autores, a possibilidade de melhoria futura no sensor de posicionamento e na comunicação com os sensores via sistema *wireless* foram as recomendações de maior destaque. A proposta neste momento seria de um estudo para teste do sistema no contexto diário de vida com um usuário.

O mesmo grupo de pesquisa de Jovic et al. em 2012 e 2013 optou também por investigar o uso do FES para a TPS. Primeiro desenvolveram um método dinâmico de otimização para prever o movimento de TPS de indivíduo saudável (gênero masculino; 29 anos de idade), em seguida,

validaram o sistema comparando um modelo biomecânico do corpo humano gerando trajetórias computacionais com as trajetórias reais medidas no sujeito em um ambiente experimental (dois bancos à 20 graus) (Figura 2) que posteriormente, seria aplicado em ferramenta de simulação para analisar a influência do FES em quadríceps e bíceps femoral durante a TPS de pessoas paraplégicas para verificar a participação dos MMSS em diminuir (no caso deste estudo com diminuição do apoio das mãos nos sensores) com a entrada progressiva do aumento do torque gerado na extensão do joelho (9,11). Esses foram os maiores indícios de que o FES poderia auxiliar na TPS de pessoas paraplégicas.

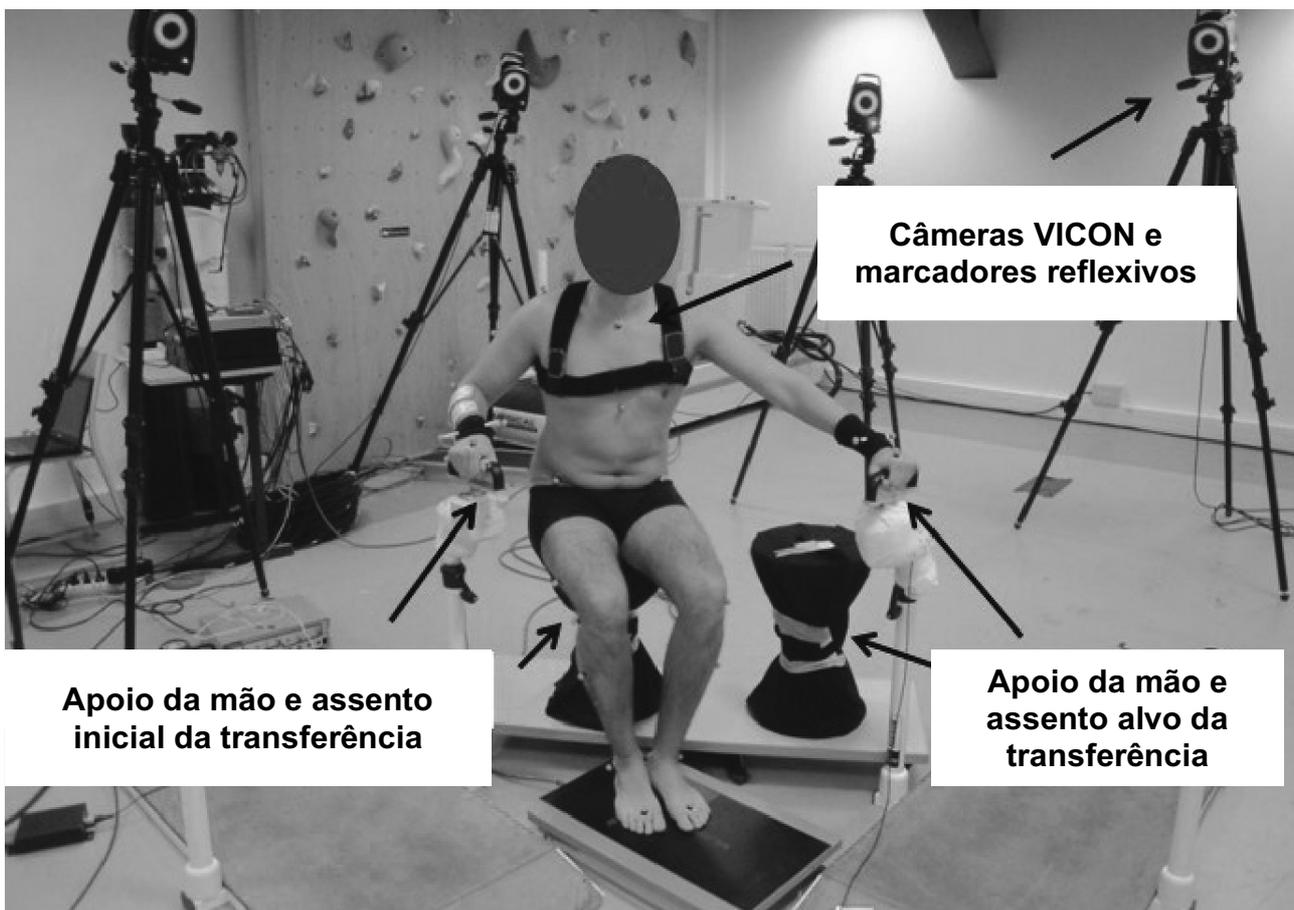


Figura 2. Fotografia detalhando ambiente experimental para estudos de transferência pivô sentado. Fonte: Traduzido de Jovic et al. (2012 e 2013) (9,11).

Em estudos preliminares de Lopes et al. (2016) (56), identificamos que a eletroestimulação aplicada no quadríceps como estratégia para minimizar a sobrecarga em MMSS durante a TPS de indivíduos com lesão medular foi efetiva em diminuir a sobrecarga, entretanto, uma análise em ambiente experimental mais apropriado necessitava ser desenvolvida para maiores conclusões. Dado a escassez de evidências, qualquer informação nesse sentido seria uma aquisição valiosa para se pensar novas estratégias de transferência.

4. MÉTODO

Este estudo possui base metodológica intervencionista, uma vez que explora efeitos de uma intervenção decorrente da aplicação de FES em transferência em sujeitos amostrados por conveniência de acordo com a responsividade à EENM. Caracteriza-se como longitudinal cuja escala de tempo para análise é segundos, visto que partimos do pressuposto que, pelo fato da intervenção ocorrer em aproximadamente um segundo, os efeitos são imediatos e passíveis de serem observados por réplicas do ensaio antes e depois da intervenção.

Trata-se de um estudo descritivo e exploratório que não se caracteriza por ensaio clínico convencional pois foi aplicado em série de casos, sem cegamento e sem randomização; dado ao caráter de prova de conceito tecnológico do desenho experimental que procura conhecer toda e qualquer informação a respeito da transferência em pivô sentado com uso da FES em quadríceps femoral e em seu delineamento utiliza métodos de abordagem tanto qualitativa como quantitativa para comparar o desempenho sem e com uso da EENM, portanto um ensaio controlado.

A presente pesquisa foi desenvolvida em conjunto entre a Rede SARAHA de Hospitais de Reabilitação – Unidade Brasília, Faculdade de Ceilândia (FCE) na Universidade de Brasília (UnB), em parceria com o Laboratório de Automação e Robótica (LARA/UnB) e o Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI/UnB). O processo de recrutamento dos sujeitos ocorreu no SARAHA, o desenvolvimento do ambiente experimental e a sincronização da EENM ocorreu no âmbito do NTAAI/UnB, juntamente com a equipe de engenharia do LARA/UnB e a coleta de dados aconteceu no Laboratório de Análise de Movimento da FCE/UnB.

4.1. População alvo, amostragem e recrutamento

O projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Comitê Científico da Rede SARAHA de Hospitais de Reabilitação, com o número CAAE 54748116.9.0000.0022 (ANEXO 2). A escolha dos sujeitos se deu por consulta ao banco de dados fornecido pelo Centro de Controle de Qualidade da Rede SARAHA, de todos os sujeitos que participaram de programa de reabilitação no SARAHA Brasília (Unidade SARAHA - Centro e Unidade SARAHA - Lago Norte), no período de janeiro de 2015 a abril de 2016, baseados nos critérios de inclusão e exclusão (Tabela 1), verificados em uma primeira análise, por meio de revisão das evoluções de toda equipe e dos exames específicos anexados ao Prontuário Eletrônico do paciente da Rede SARAHA.

Os critérios de inclusão foram pautados em um indivíduo com bom nível de independência na transferência, com adequada qualidade óssea para utilizar EENM e responsivo bilateralmente à EENM em quadríceps femoral (Tabela 1, 11 critérios). Os critérios de exclusão levaram em consideração as contraindicações do uso da EENM, fatores que pudessem atrapalhar a TPS ou que pudesse causar dor por sobrecargas em MMSS durante a transferência (Tabela 1, 13 critérios).

O paciente passou por três etapas desde o recrutamento até o ensaio clínico propriamente dito: 1) contato telefônico; 2) avaliação preliminar e 3) ensaio clínico. Por sua vez, a etapa de ensaio clínico foi organizada em três fases: I) pré-ensaio, II) ensaio e III) pós-ensaio.

O primeiro contato com o indivíduo foi por meio de telefone (Etapa 1) para explicar o objetivo da pesquisa e nesse momento foram verificados o interesse e a disponibilidade para participação. Assim, a escolha do sujeito deu-se de maneira sequencial do que foi listado no banco de dados, segundo os critérios de elegibilidade e aceitação para primeira tomada de informações que precedeu a coleta de dados de caracterização da amostra e ensaio clínico em ambiente experimental.

Caso o sujeito estivesse de acordo, foi agendado um momento de entrevista individual no Ginásio Externo da Fisioterapia do SARA – Centro que tinha como objetivo a tomada de dados para caracterização da amostra. Nessa avaliação preliminar ao ensaio clínico (Etapa 2) foram abordadas as demandas rotineiramente questionadas durante uma revisão com a fisioterapia e em seguida, abordadas demandas específicas da pesquisa.

O agendamento para avaliação preliminar foi planejado para ocorrer no mesmo dia que o indivíduo tivesse algum retorno agendado no SARA, ou no melhor dia/horário que favorecesse o seu deslocamento. Os critérios de elegibilidade já sondados no contato telefônico foram verificados pela consulta às informações no Prontuário Eletrônico do paciente e confirmados no momento da avaliação preliminar.

O enfoque da avaliação preliminar (Etapa 2), além da revisão rotineira de fisioterapia, iniciou-se com a investigação da responsividade à EENM em quadríceps femoral bilateral (reto femoral) em parâmetros necessários para o ensaio clínico. Em seguida, ainda na avaliação preliminar, foi verificado a qualidade da transferência da cadeira de rodas para cama de mesma altura. Permaneceram no estudo aqueles indivíduos que atenderam ao item 11 da Tabela 1 referente aos critérios de inclusão (responder a EENM de quadríceps femoral, com graduação grau 4- (vence a gravidade, mas mantém discreta resistência) ou mais, segundo o Teste de Força Manual (do inglês, *Manual Muscle Teste - MMT*), segundo MMRC (*Modified Medical Research Council Scale*) (57), durante seis contrações de cinco segundos cada uma.

Tabela 1. Critérios de elegibilidade para composição da amostra de conveniência para o estudo de série de casos em ensaio clínico exploratório, controlado, não-randomizado e não-cegado para prova de conceito.

| # | Critérios de inclusão | # | Critérios de exclusão |
|----|--|----|--|
| 1 | Indivíduos com lesão medular traumática em acompanhamento pela Rede SARAH, unidade Brasília ou Lago Norte; | 1 | Instabilidade clínica atual, como processos infecciosos e inflamatórios que pudessem prejudicar o desempenho nas atividades diárias; |
| 2 | Residência em Brasília ou regiões administrativas próximas do Distrito Federal; | 2 | Relato de osteoporose; |
| 3 | Nível neurológico torácico, entre T2 e T11, com comprometimento motor completo, segundo a ASIA para se definir AIS “A” e “B”; | 3 | Fratura em MMII após a lesão medular; |
| 4 | Idade entre 25 a 45 anos; | 4 | Queixa de dor e/ou presença de lesão musculoesquelética atual em MMSS (nos últimos 6 meses); |
| 5 | Mais de seis meses de lesão medular (28); | 5 | Espasticidade, clônus ou espasmo importante, que interferisse na coleta dos dados ou na execução da TPS; |
| 6 | Independente para transferência da cadeira de rodas para cama da mesma altura, sem necessidade de assistência ou supervisão; | 6 | Presença de flacidez em MMII; |
| 7 | Sentar em cadeira de rodas por um mínimo de 6 horas por dia, sem apresentar hipotensão postural; | 7 | Presença de úlcera de pressão em região pélvica ou de MMII; |
| 8 | Ter participado de pelo menos uma etapa completa de programa de reabilitação na Rede SARAH; | 8 | Redução de amplitude de movimento em MMSS e MMII; |
| 9 | Possuir evolução em Prontuário Eletrônico sobre a liberação para atividade de ortostatismo com uso de órtese; | 9 | Gravidez ou suspeita; |
| 10 | Disponibilidade de tempo e interesse para participar da pesquisa e estar confortável com o uso da eletroestimulação neuromuscular; e | 10 | Implante metálico em MMII; |
| 11 | Responder a EENM de quadríceps femoral, como graduação grau 4- (vence a gravidade, mas mantém discreta resistência) ¹ ou mais segundo, segundo o Teste de Força Manual (do inglês, <i>Manual Muscle Teste</i> - MMT), segundo MMRCs (57). | 11 | Uso de marca passo cardíaco; |
| | | 12 | Neoplasia conhecida; e |
| | | 13 | Recusa do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. |

#: quantidade de critérios; ASIA: *American Spinal Injury Association*; AIS: *Asia Impairment Scale*; EENM: Eletroestimulação neuromuscular; MMT: *Manual Muscle Teste*; MMRCs - *Modified Medical Research Council Scale*.

¹ Apesar de não ser o Teste de Força Muscular mais difundido na literatura, optou-se pela escolha deste instrumento, pois possibilita maior estratificação da graduação da força em 4- (vence a gravidade, mas mantém apenas discreta resistência), que foi um parâmetro importante para esta amostra e é também a referência utilizada pela Rede SARAH de Reabilitação.

Além disso, o indivíduo necessariamente tinha que ser completamente independente para realizar a TPS em apenas uma única etapa de elevação e pivô do quadril e manutenção do apoio das mãos no mesmo local em toda a trajetória do movimento, caso necessário, o sujeito recebeu apenas uma única orientação para tentar realizar a TPS desta maneira. Caso não cumprisse todos esses requisitos, foi excluído da amostra (Figura 3).

Na avaliação preliminar (ainda na Etapa 2), com o intuito de complementar a caracterização da amostra, também foi mensurado: amplitude de movimento de MMSS e MMII; força muscular do músculo reto abdominal; espasticidade graduada pela Escala de Ashworth Modificada (58) (ANEXO 3); altura do sujeito deitado na cama; envergadura com sujeito sentado em sua CR (ombro em abdução e cotovelo estendido) (25,59) e peso aferido em balança (Filizola®). A preferência manual foi questionada, bem como a preferência de sentido para realizar transferência.

Um recordatório nas últimas 24 horas permitiu estimar o número de transferências realizadas no dia e a quantidade de atividade física semanal para classificação segundo a escala de Janssen (21) (ANEXO 4). Por fim, um questionamento da Escala de Medida de Independência em Lesão Medular (do inglês, *Spinal Cord Independence Measure - SCIM-III*) (60–62) (ANEXO 5) e o questionamento quanto à realização de EENM domiciliar e fisioterapia.

Neste mesmo contexto da avaliação preliminar, todos os participantes da pesquisa que preencheram os critérios de elegibilidade assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 6) e Termo de Autorização para Utilização de Imagem e Som de Voz para fins de pesquisa (ANEXO 7). Nesse momento foi explicado com detalhes todos os objetivos e a sequência de procedimentos para coleta de dados.

Os participantes da pesquisa foram respeitados em sua dignidade e autonomia, tendo reconhecida a sua vulnerabilidade, assegurado a sua vontade de contribuir e permanecer, ou não, na pesquisa, por intermédio de manifestação expressa, livre e esclarecida. Foram utilizados todos os procedimentos que asseguraram a confidencialidade e a privacidade, a proteção da imagem e a não estigmatização dos participantes. Foi garantida também a não utilização das informações em prejuízo das pessoas e/ou das comunidades, inclusive em termos de autoestima, de prestígio e/ou de aspectos econômico-financeiros. A participação dos indivíduos no estudo foi cancelada imediatamente caso houvesse solicitação, garantindo o direito de assistência integral gratuita em caso de danos decorrentes da participação no estudo, o que não ocorreu.

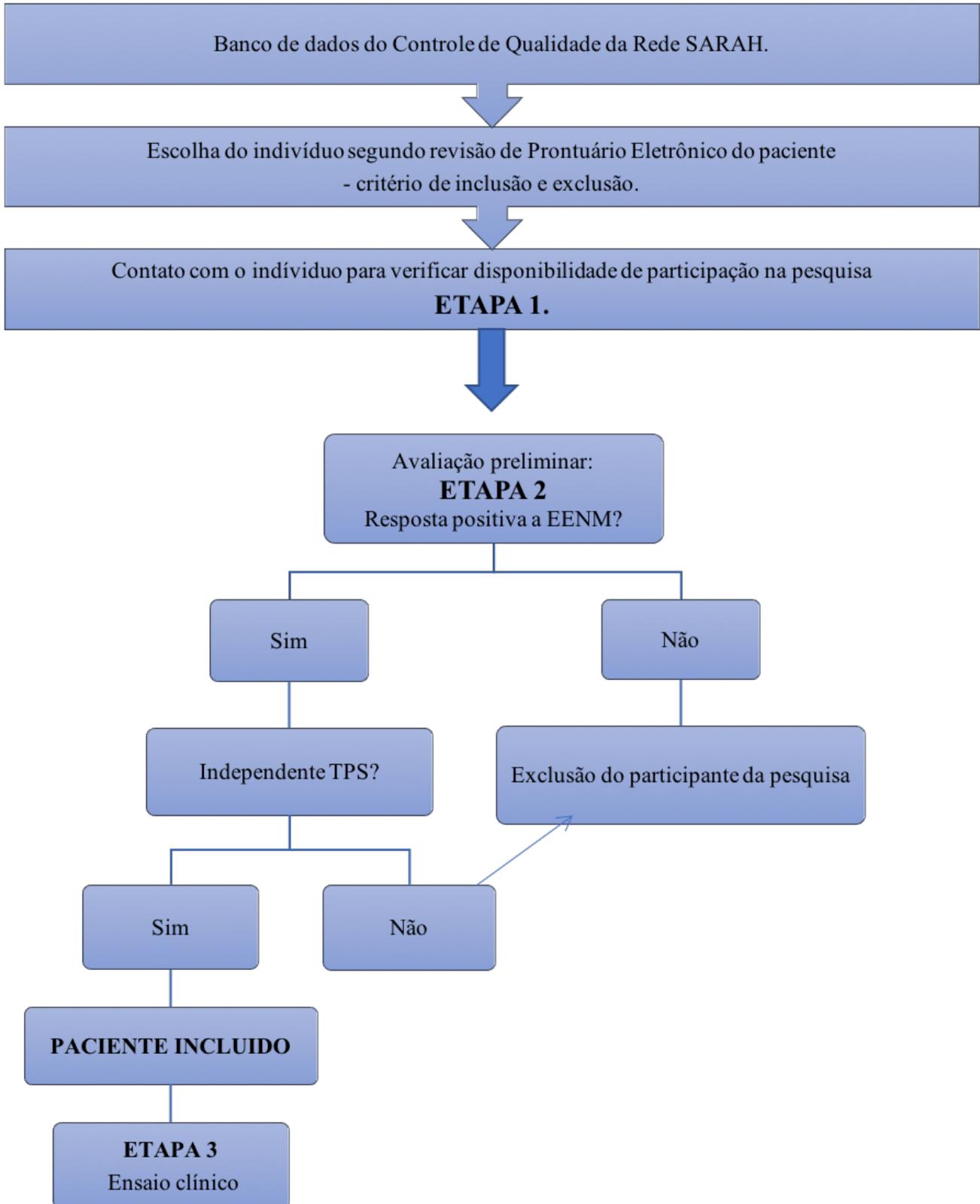


Figura 3. Algoritmo de organização para sequenciamento nas etapas e fases observada nos métodos, esclarecendo os momentos em que os dados foram coletados (Etapas 1, 2 e 3).

Com relação ao deslocamento do indivíduo, de acordo com a Lei Distrital nº 4.887/12 o direito à gratuidade no transporte público coletivo, no transporte público alternativo e no metrô é assegurado para pessoas com baixa renda com deficiência física nas condições especificadas nas Leis nº 453, de 8 de junho de 1993, nº 773, de 10 de outubro de 1994, e nº 566, de 14 de outubro de 1993. Como os indivíduos já foram orientados sobre esse benefício durante a primeira etapa do programa de reabilitação, caso se enquadrassem na Lei, possivelmente já possuíam o Cartão Especial para o transporte público. Caso não possuíssem este benefício, o pesquisador principal ofereceu a verba de deslocamento em transporte público para o indivíduo nos momentos necessários de avaliação para a pesquisa em questão.

4.2. Mensuração e acompanhamento das variáveis de interesse

Para alcançarmos os objetivos propostos nesta dissertação, definiremos a TPS, suas fases, as variáveis de interesse e os sensores utilizados para registro. As aquisições das variáveis foram feitas em ensaio clínico sincronizado durante a realização da TPS nas condições experimentais definidas pela intervenção (assistência dado pela FES durante a fase de elevação em pivô) e pelo sentido da transferência (para a direita ou para a esquerda).

4.2.1. Segmentação das fases da transferência em pivô sentado e suas variáveis

A habilidade em realizar TPS pode variar devido a diversas influências já comentadas anteriormente, como equilíbrio de tronco, espasticidade, local da transferência e, existe uma variabilidade de técnicas possíveis. Geralmente a TPS é realizada desta maneira descrita por Gagnon et al. (2009) (2):

“A cadeira de rodas é aproximada à superfície que realizará transferência, com um ângulo geralmente de 25 graus. O caster (roda anterior) é posicionado anteriormente para aumentar estabilidade e em seguida a cadeira é freada. O sujeito pode reposicionar ou retirar o apoio de braço, paralamas de contorno e/ou apoio de pé/panturrilha para não interferir na sua performance. Para preparação para realizar a TPS, o quadril é movido anteriormente à roda posterior para favorecer a saída do assento. O pé é posicionado firmemente ao solo e é apontado para a direção contrária a transferência. O joelho é flexionado em um ângulo ligeiramente inferior à 90 graus para atuar como um fulcro para a fase de elevação e pivô e evitar o colapso dos MMII. Uma mão (mão de apoio, do inglês, *trailing hand*) é posicionada em um local estável na CR (estrutura do quadro, aro/roda ou apoio de braço/paralama de contorno) enquanto a outra mão (mão principal/conduzida, do inglês,

leading hand) é posicionada na superfície alvo. Mais precisamente, uma mão é posicionada de forma suficientemente afastada sobre ou próxima da superfície alvo para permitir o deslocamento do peso corporal e para deixar espaço suficiente para que as nádegas atinjam no final da transferência (mão principal/condutora). Simultaneamente, a outra mão, é normalmente posicionada o mais próximo possível da metade proximal da coxa, ligeiramente na frente da articulação do quadril, na superfície inicial ou próxima dela (mão de apoio) antes de realizar a transferência. A partir desta posição inicial, as pessoas costumam flexionar e girar o tronco e cabeça para a frente e para o lado, enquanto levantam o peso corporal da cadeira de rodas e rodam rapidamente o quadril em um movimento de torção suave (pivô) para a superfície do alvo. A TPS termina quando as nádegas apoiam ao lado da mão principal/condutora na superfície do alvo e a estabilidade postural sentada foi restaurada. Indivíduos com LM expressam uma preferência de direção, embora eles geralmente sejam proficientes em ambas as direções, porque tal preferência nem sempre pode ser acomodada dentro do ambiente SPT.”

Exemplos típicos de TPS incluem transferir de uma cadeira de rodas para uma cama, uma cadeira higiênica, um sofá, ou um assento de carro (2). Ainda não existe consenso sobre qual a melhor definição das fases da TPS, mas a maioria dos pesquisadores a dividem em três momentos (2).

Na tentativa de padronização, Gagnon et al. segmentaram a transferência em pivô sentado nas seguintes fases (28,63), conforme demonstrada na figura 4 e descrita a seguir:

- **Pré elevação** (do inglês, *Pre-lift*, com duração de aproximadamente **35%** do ciclo da TPS): começa quando a velocidade linear do marcador reflexivo colocado na C7 (visualizada através de câmeras tridimensionais) ultrapassa dois desvios padrão da posição inicial por mais de meio segundo (o desvio padrão é calculado a partir dos 20 primeiros *frames* com o sujeito sentado quieto). A fase de pré elevação foi refinado para incluir uma fase de carga no MS (do inglês, *Upper-limb loading*).
 - **Carga no MS** (do inglês, *Upper-limb loading*, com duração de aproximadamente **15%** do ciclo da TPS): definida como o primeiro frame em que a força vertical aplicada pela mão de apoio (*trailing hand*) aumenta rapidamente, ultrapassando durante mais de meio segundo, o 5% da força máxima detectada durante o ciclo completo de transferência. A proposta de sensor para identificação desta fase foi a confecção de uma luva com sensores de pressão.
- **Elevação e pivô** (do inglês, *Lift-pivot*, com duração de aproximadamente **35%** do ciclo da TPS): inicia quando a componente vertical da força detectada pela plataforma embaixo da cadeira inicial diminui abaixo dos 5% da força máxima aplicada durante mais de meio segundo.

- **Pós elevação** (*do inglês, Post-lift*, com duração de aproximadamente **15%** do ciclo da TPS): inicia quando a componente vertical da força detectada pela **plataforma embaixo da cadeira final** supera o 5% da força máxima aplicada durante mais de um segundo. O fim do movimento é determinado pela componente vertical da força detectada pela **plataforma embaixo da cadeira final**, a qual deve permanecer dentro de dois desvios padrão da média do valor desta componente medida ao longo da fase pós elevação.

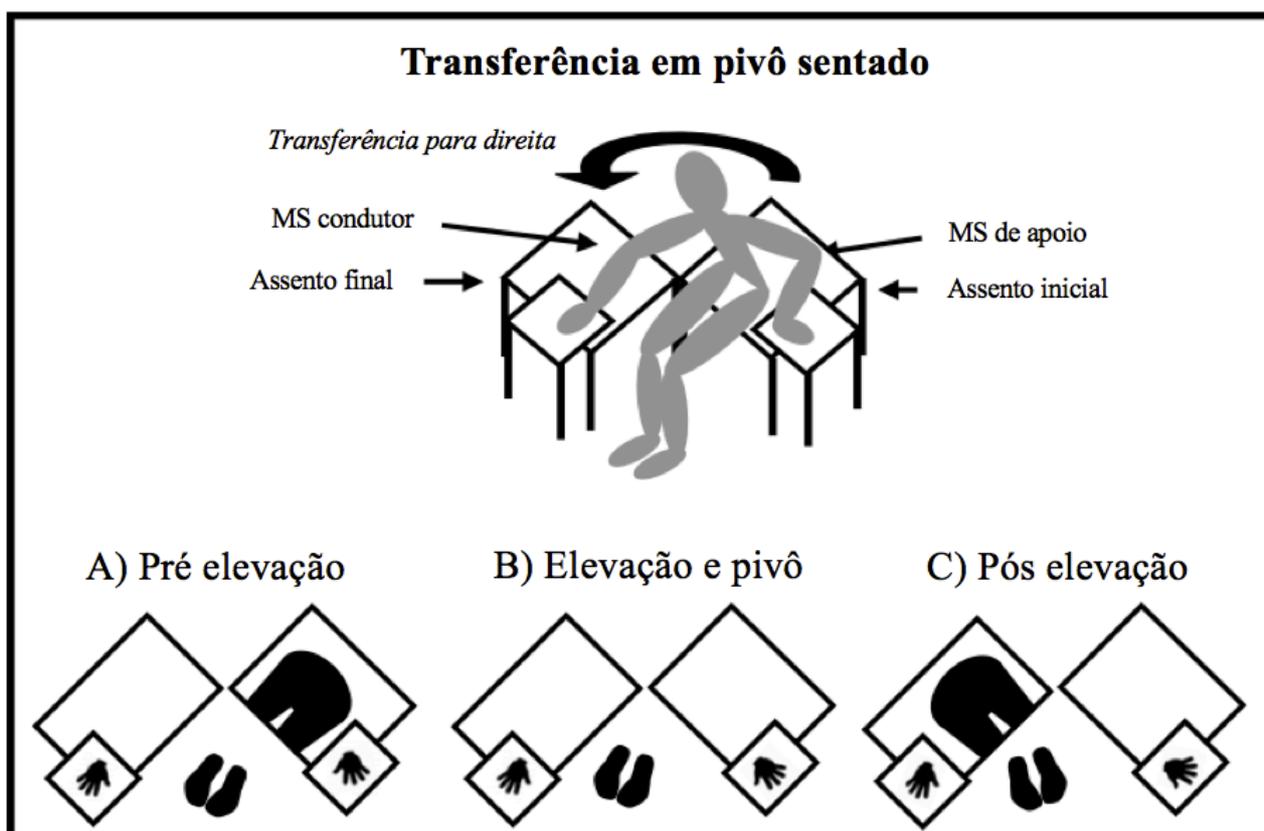


Figura 4. Esquema ilustrativo demonstrando as fases da transferência em pivô sentado: pré elevação, elevação e pivô e pós elevação. Fonte: tradução e adaptação de Gagnon et al. (33). A ilustração ao topo indica o ponto de partida da transferência no sentido para a direita, quando o membro superior (MS) de apoio se encontrava ao lado do assento inicial e o membro superior condutor ao lado do assento final. Nas ilustrações da base, observamos, em visão superior, a impressão dos apoios distribuídos entre as plataformas de força e os apoios das mãos nas fases de pré elevação (A), elevação e pivô (B) e pós elevação (C).

Para mensuração das variáveis de interesse, foi construído um ambiente experimental que acomodava os sensores propostos para delimitação das fases da TPS e análise. As configurações do ambiente experimental refletiram a tomada de decisões sobre seis principais aspectos: 1) assentos e sua disposição sobre as plataformas de força; 2) disposição das plataformas e câmeras; 3) interfaces para registros cinéticos e cinemáticos; 4) forma de ativação da EENM; 5) características da

climatização da sala; 6) itens de segurança que incluíam suporte por pessoas e acessórios em torno das plataformas e assentos.

Em todo o ambiente experimental contava-se com oito câmeras tridimensionais dispostas em torno do ambiente das plataformas de força e madeira (que serão descritas abaixo); com bancos/cadeiras para posicionamento adequado do sujeito e com o eletroestimulador conectado ao notebook para acionamento do sistema. A sala manteve-se, em todos os experimentos, com ar condicionado ligado tentando manter temperatura de 21 graus Celsius. A todo momento de captura eram necessários ao menos três profissionais, um a frente do sujeito para segurança, um engenheiro para controle do computador com a EENM e um outro engenheiro para controle da Qualisys. Todos esses aspectos não se modificaram ao longo dos testes no ambiente experimental. A modificação ocorreu somente na disposição dos bancos/cadeiras e forma de ativação da eletroestimulação neuromuscular.

As variáveis cinéticas e cinemáticas foram obtidas diretamente do sistema Qualysis – QTM (Qualisys®, Gothenberg, Sweden), um sistema de análise do movimento que registra por meio do sistema de captura de movimento com oito câmeras de infravermelho tridimensionais a cinemática de movimentos sincronizados com a captura das informações cinéticas obtidas nas três plataformas de força (Bertec Corporation®, Columbus, Ohio). A aquisição ocorreu com frequência de amostragem de 200 Hz e foi armazenada no computador local do Laboratório de Análise de Movimento.

4.2.2. Modelo cinético

Um sistema com três plataformas de força (Bertec Corporation®, Columbus, Ohio) foi construído para a análise cinética: uma plataforma abaixo do banco inicial, outra abaixo do banco final e outra sob os pés, com objetivo de mensurar a força vertical. Mais adiante, foi descrito o desenvolvimento do ambiente experimental utilizando as três plataformas de força.

O sistema foi calibrado para ajustar o peso extra causado pelas plataformas de madeira, bancos, aparelho de EENM e caso fosse necessário, apoio da caixa extra de madeira para ajuste da altura dos membros inferiores ao solo. Dessa forma foi possível isolar o peso do sujeito.

4.2.3. Modelo cinemático

Os parâmetros cinemáticos utilizados durante a TPS foram capturados por oito câmeras tridimensionais. O sistema rastreou 33 marcadores reflexivos posicionados na cabeça, tronco, pelve e membros superiores, baseados no modelo *Plug-in Gait Full-Body* (C-Motion, disponível em: [https://cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial: Plug-In Gait Full-Body](https://cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Plug-In_Gait_Full-Body)) cujo objetivo era reconstruir o movimento 3D para posteriormente definir a trajetória angular das articulações.

Os marcadores foram posicionados no centro articular e eixos principais dos segmentos, incluindo: a região frontal e posterior da cabeça; os segmentos C7; T1; T10; L1; L2; espinha íliaca pósterio superior; clavícula; esterno; espinha íliaca anterossuperior; ombro; epicôndilo medial e lateral; processo estiloide do rádio e ulna; cabeça do segundo e quinto metacarpo; dois marcadores em braço e dois em antebraço para delineamento do segmento (Figura 5).



Figura 5. Fotografias em visão anterior e posterior de um dos sujeitos, indicando o posicionamento na superfície corporal dos marcadores reflexivos. Fonte: Autora.

4.2.4. Parâmetros de desempenho influenciado pela eletroestimulação neuromuscular

Para alcançar os objetivos estabelecidos na dissertação, foram escolhidos alguns parâmetros mais especificamente relacionados a partes do corpo envolvidas com a transferência objeto desse estudo. Dentre os parâmetros espaço-temporais (cinemáticos) calculamos: tempo de duração da fase elevação e pivô, altura máxima do centro de gravidade em relação à parte superior da plataforma de madeira, além dos deslocamentos vertical e horizontal do quadril, sempre comparando se a transferência com EENM os modificava durante a transferência. Ainda para a análise cinemática, escolhemos o deslocamento angular do tronco no plano sagital (flexão e extensão), com objetivo de melhor compreender as estratégias individuais utilizadas para a TPS.

Para análise cinética, optamos pela força vertical na plataforma inicial, final e onde estavam apoiados os pés, também com objetivo de verificar se houve redistribuição da força de reação ao longo das tentativas com e sem EENM e se houve aumento de força na plataforma sobre os pés, modificação que representaria uma medida indireta de transferência para os MMII da sobrecarga supostamente aliviada nos MMSS durante a fase de elevação e pivô.

4.3. Método de delineamento para configuração das plataformas e assentos do ambiente experimental

Em termos da disposição das plataformas de força, iniciamos uma organização compostas por três plataformas, cobertas por plataformas de madeira denominadas por nós de “flutuante” ao solo e com cadeiras/bancos posicionados sobre essa estrutura com superfície ampliada (Figura 6). As plataformas de madeira tinham como objetivo aumentar a área de apoio, proporcionando maior segurança ao sujeito durante as transferências.

O posicionamento das plataformas não foi modificado em nenhum momento dos ensaios e o princípio geral que definiu a disposição foi a necessidade de se acompanhar a redistribuição das trocas de forças entre os assentos e o apoio dos MMII.

Ao longo do desenvolvimento do ambiente experimental foram testadas três configurações dos assentos que permaneciam sobre a estrutura das plataformas de força/madeira, classificadas por nós como: de primeira e segunda geração, até se alcançar a configuração definitiva classificada como de terceira geração.

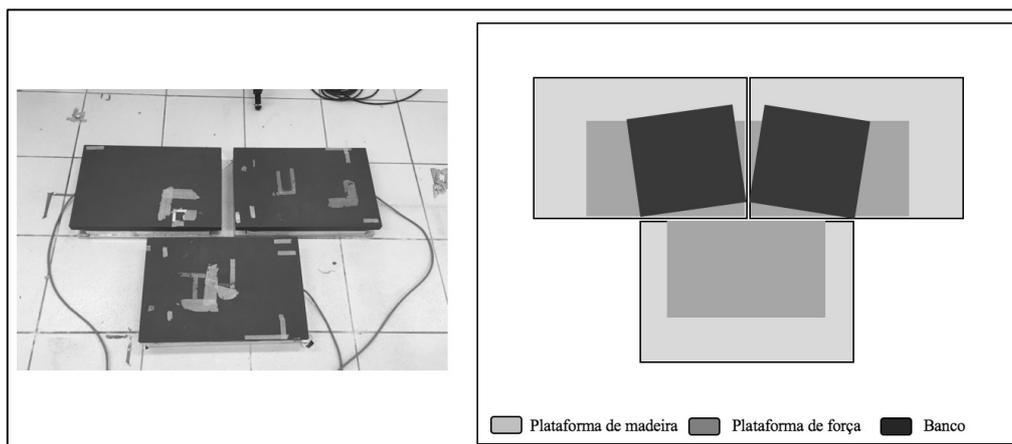


Figura 6. Imagens da organização das plataformas de força para o cálculo da cinética durante a transferência pivô sentado. A fotografia da esquerda indica o posicionamento das três plataformas de força antes de serem cobertas pelas plataformas de madeira que aumentavam a superfície de apoio das plataformas. O desenho da direita ilustra a organização das plataformas de força, plataformas de madeira e bancos.

Os detalhes da evolução no ambiente experimental serão descritos nos métodos e os motivos da tomada de decisão para definir a configuração que culminou na terceira geração do ambiente experimental que foi usado no ensaio clínico serão descritos nos resultados.

4.3.1. Ensaios pilotos para configuração dos assentos

Ao todo foram realizados dois ensaios pilotos para configuração dos assentos que permitiram a evolução do ambiente experimental de primeira para a segunda geração e, posteriormente, para a configuração de terceira geração que não foi aplicada como ensaio piloto, mas sim ensaio clínico definitivo. As características das duas primeiras gerações que subsidiaram a configuração de terceira geração do ambiente experimental serão aqui descritas.

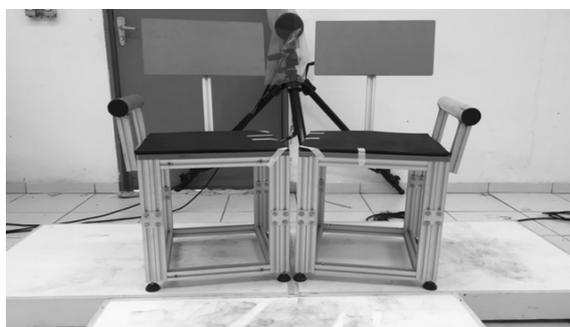
A configuração dos assentos de primeira geração desenvolvido por Lopes et al. (2016) (56) (Figura 7) foi composta por duas cadeiras acolchoadas, sem apoio de braço e com encosto, sobre as plataformas de força/madeira, estrutura inicialmente disponível, mas não permitia extrema estabilidade de apoio na base de sustentação (plataforma de força/madeira) para transferência do sujeito. A angulação entre as cadeiras era de 20 graus, conforme relatado na literatura (9,11), mas observou-se que poderia ser uma distância que dificultaria a transferência para alguns indivíduos com paraplegia alta. O primeiro estudo piloto foi realizado nessa disposição com um participante com paraplegia em nível neurológico T9, sem resposta motora voluntária e sensibilidade abaixo no nível da lesão cujos detalhes podem ser consultados no artigo por nós publicado (ANEXO 8) (56).

Para a configuração de segunda geração, fabricamos dois bancos similares e com bases mais estáveis, quando comparados às cadeiras da primeira geração, com altura mais parecida com a altura do assento ao solo de uma cadeira de rodas, mas que possuía apoio lateral e apoio posterior.

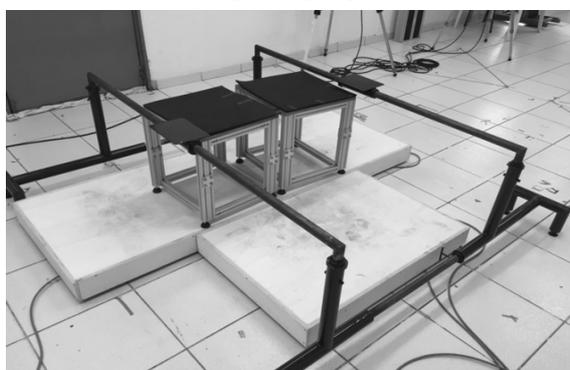
Ao longo dos testes iniciais da configuração de segunda geração, verificou-se que tanto o apoio lateral quanto o apoio posterior dificultavam a visualização dos marcadores reflexivos das mãos e das costas e, além disso, para delineamento adequado das fases da transferência, segundo a Gagnon et al. (2008) (63), seria importante que os apoios das mãos estivessem externos à configuração sobre as plataformas de força/madeira/assento, e optou-se por confeccionar as barras paralelas laterais para apoio das mãos, sendo esta configuração final de terceira geração (Figura 7).



Primeira geração



Segunda geração



Terceira geração

Figura 7. Fotografias indicando a evolução do ambiente experimental. Na fotografia superior, temos o primeiro participante que testou o ambiente de primeira geração. Nas fotografias intermediária e inferior, observa-se a manutenção do conjunto de plataformas de força/madeira/assento, com modificação dos assentos e apoios. Fonte: Autora.

4.3.2. Definição da configuração final dos assentos no ambiente experimental

A configuração final dos assentos no ambiente experimental (configuração de terceira geração) foi composta por dois bancos similares de alumínio (assento quadrado, 42 cm por 42 cm (centímetros), com borracha de média densidade acima do assento), assento suspenso a 48 cm da superfície da plataforma de madeira, com bases estáveis, sem apoio de braço e encosto. Optou-se pela angulação de 15 graus entres os bancos, para favorecer a transferência tanto de paraplégicos altos quanto os baixos, proporcionando maior segurança.

Cada banco foi estabilizado inferiormente com um peso de 2 Kg, posicionados sobre a haste inferior, com objetivo de melhorar a estabilidade sobre a base “flutuante” de madeira sobre plataforma de força que estava localizada sobre piso de cerâmica.

Além disso, somente para a configuração de terceira geração, foram confeccionadas duas barras paralelas que permaneciam lateralmente aos bancos, com suporte para apoio das mãos e dos pontos de apoio das barras que permaneciam externas ao sistema de plataformas de madeira/plataforma de força, com objetivo de isolar o sensor de pressão das mãos, além de adicionar suporte para segurança dos participantes. A altura e distância entre as barras paralelas estavam fixas para todos os sujeitos, exatamente nas laterais dos bancos e dois centímetros acima e sem tocar na estrutura deles (Figura 8).

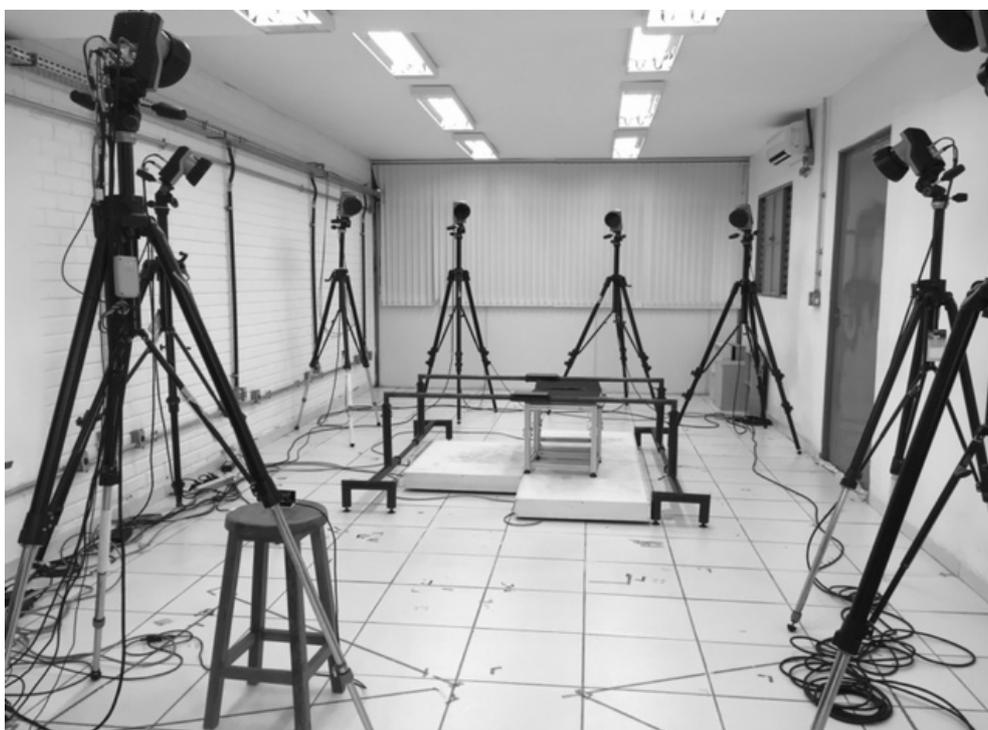


Figura 8. Fotografia indicando a configuração final (terceira geração) do ambiente experimental localizado no Laboratório de Análise de Movimento da Faculdade de Ceilândia (Universidade de Brasília). Fonte: Autora.

4.4. Protocolos de intervenção com eletroestimulação neuromuscular

Descrevemos nesta seção os protocolos de intervenção aplicados nos ensaios piloto e, posteriormente, no ensaio clínico definitivo para cada configuração dos assentos do ambiente experimental já descrito, as reflexões que embasaram a tomada de decisão para modificação do ambiente experimental, assim como no ambiente experimental, serão descritas nos resultados.

Tanto o ensaio piloto quanto o protocolo experimental definitivo foram realizados em um único dia no Laboratório de Análise de Movimento, Faculdade de Ceilândia - UnB, Centro de Ensino Médio (CEM), uma semana após a primeira avaliação no SARA. O Laboratório de Análise de Movimento é um local de fácil acesso, pois está ao lado da Estação Guariroba do Metrô e possui adequada acessibilidade arquitetônica.

4.4.1. Ensaio piloto da intervenção

No mesmo ensaio piloto citado anteriormente para teste da configuração dos assentos e plataformas do ambiente experimental de Lopes et al. (56), avaliou-se também qual seria o melhor grau de contração muscular do quadríceps femoral ativado pela corrente da EENM que favoreceria a TPS, em um homem, paraplégico (nível neurológico T9), sem movimento voluntário ou sensibilidade abaixo no nível da lesão. A parametrização da EENM escolhida foi assumida em frequência de 50 Hz, largura de pulso de 450 μ s, em intensidade da corrente que variou de acordo com a contração muscular almejada: 38 mA para atingir grau 3 no MMT, 48 mA para atingir grau 4- MMT e 52 mA para atingir grau 4 MMT. Por mais que se aumentasse a largura de pulso ou intensidade da corrente, o músculo deste paciente não respondia ao grau 5 de contração muscular para o tipo de corrente produzida em nosso estimulador.

A proposta era que a EENM fosse ativada exatamente durante a fase elevação e pivô e, nesse momento (primeira geração), o início e final do FES foi ativado por meio de comando de voz do próprio participante quando, na sua percepção, começasse a descarregar o peso nos MMSS (início da fase elevação e pivô). O término era definido quando o quadril tocava na cadeira (final da fase elevação e pivô). A entrada da eletroestimulação era controlada por um dos engenheiros que rapidamente acionava/desacionava uma programação pré-estabelecida em um computador que controlava o aparelho de EENM.

O participante realizou oito tentativas sem FES e quatro com FES e foram escolhidas as melhores tentativas para análise *off-line*. As tentativas escolhidas foram aquelas em que o sujeito manteve a mão parada na mesma posição todo o tempo da transferência e realizou um único movimento de elevação e pivô naquela tentativa e, para análise final dos dados, foram escolhidas três tentativas com FES e duas sem FES.

Observou-se nesse piloto que o uso do FES manteve o mesmo tempo total da TPS e assim, não alterou a agilidade do indivíduo para a transferência. Confirmou-se um aumento na força resultante captada pela plataforma sob os pés quando utilizado a FES e, analisada a qualidade da transferência eletroestimulada, a sugestão final foi aplicar corrente para atingir grau 4- de força muscular no MMT. O participante obteve melhor performance para a transferência do lado direito, lado de sua mão dominante. Este ensaio piloto foi o subsídio principal para o desenvolvimento do ensaio clínico definitivo.

4.4.2. Ensaio clínico definitivo da intervenção no ambiente experimental proposto

No dia do experimento (Etapa 3), na fase pré-ensaio clínico, foram realizados questionamento sobre condição de saúde atual por meio de investigação: dos sinais e sintomas de aumento de espasticidade, da presença de clônus, de infecção urinária e de lesão de pele; com objetivo de verificar qualquer queixa de mudança em variáveis que pudesse prejudicar a execução da TPS ou aplicação da EENM. Foram explicados novamente os objetivos da pesquisa e toda a sequência de avaliação que seria realizada nesse dia.

Os sujeitos já haviam sido orientados a depilar os pelos da região anterior da coxa. Realizou-se a limpeza da pele com álcool 70% e os dois eletrodos autoadesivos foram posicionados em cada coxa. Nesse momento, foi realizada nova avaliação da resposta a EENM e estabelecidos os parâmetros finais de intensidade de corrente para a coleta dos dados, graduando a intensidade de corrente desejada para alcançar graus 1, 2, 3-, 3, 4-, 4 de força no MMT.

A EENM produzida pelo estimulador (*Hasomed®*, *RehaStim*, *Germany*) foi realizada na superfície cutânea sobre o reto femoral, com dois canais acionados por meio do eletrodo autoadesivo (*Arktus*, *Valu Trode®*, EUA, 5 cm X 7 cm) do polo negativo, mais próximo ao nervo femoral (perto da região inguinal), posicionado de forma paralela as fibras do músculo enquanto que o eletrodo autoadesivo (*Arktus*, *Valu Trode®*, EUA, 5 cm X 7 cm) do polo positivo, permanecia na região mais distal do músculo, aproximadamente à sete centímetros da região superior da patela (ou em região

próxima a essa referência em um ponto onde o sujeito apresentava melhor contração muscular), posicionado de forma transversal ao músculo (Figura 9).

Apesar da literatura utilizar EENM em diversos músculos para produzir movimento funcional em MMII (9,26,41,54), como durante a transferência de sentado para em pé ou treino de ortostatismo, optamos pela menor quantidade de músculos eletroestimulados possíveis para permitir maior facilidade de acionamento do sistema, com menor quantidade de canais, facilitando a utilização na rotina diária do sujeito em uma futura aplicação. O objetivo da estimulação em quadríceps foi favorecer a descarga de peso em MMII através de sua contração muscular em cadeira cinética fechada, com os pés apoiados sobre a plataforma de força.



Figura 9. Fotografia em visão superior das coxas de um dos participantes, indicando o posicionamento dos eletrodos autoadesivos sobre a pele sobre o grupo muscular do quadríceps femoral. Fonte: autora.

Com relação a parametrização da EENM, utilizou-se frequência em 50 Hz e largura de pulso 450 μ s constante para todos os sujeitos com modificação apenas da intensidade de corrente, de acordo com a contração muscular almejada (37,40). Logo após colocação dos eletrodos, procedeu um pequeno aquecimento do quadríceps, dado pela ativação repetida do músculo, com o sujeito sentado na própria cadeira de rodas e pés posicionados à frente do pedal em uma cadeira de rodas monobloco, com uma série de 10 repetições, com parâmetros de 50 Hz de frequência, 450 μ s de largura de pulso e intensidade variando para atingir grau 2 de força muscular para cada indivíduo. Ao final, todos os sujeitos foram transferidos para o mesmo banco inicial do ambiente experimental, assim todos se transferiram da mesma forma e iniciando no sentido da esquerda para o lado direito.

Optou-se pela entrega total da corrente imediata, com tempo de subida e descida igual a zero, já que a proposta era da ativação da EENM somente durante a fase elevação e pivô, em que existe apoio somente nos membros inferiores e das mãos. A transferência como um todo é bem rápida, sendo relatada uma duração média da fase elevação e pivô de um segundo (2). Assim, seria importante entrega imediata da corrente e poderíamos manter os parâmetros de frequência e largura de pulso altos pois não haveria tempo para fadiga naquele ciclo de contração. Como não existia dados de comparação na literatura sobre qual seria o tempo ideal da EENM e nem dados prévios de coleta de cada sujeito sobre o tempo de duração da fase de elevação e pivô de cada indivíduo, definimos que todos os sujeitos receberiam corrente durante um segundo durante a fase elevação e pivô.

Para a EENM entrar adequadamente na fase necessária da TPS, isto é, fase elevação e pivô, organizamos um sistema que permitiu, de maneira sincronizada, a ativação da EENM subsequente à descarga de peso em MMSS. Para isso, automatizamos um sistema por entradas advindas de três sensores de pressão (FlexiForce, Tekscan®, EUA), posicionados dentro de uma luva vestida em cada uma das mãos pelo sujeito (um sensor na região tênar, outro na região hipotênar e outro na região intermediária) e apoiada em local fixo na barra paralela (64) (ANEXO 10).

O conjunto de sensores de cada uma das luvas estava conectado a um microprocessador, com 1 kHz de frequência de amostragem (Figura 10). A saída do sensor era um valor de tensão entre 0 e 5 volts. O sistema calculava a média das saídas de todos os sensores de uma mão e ativava a EENM se fosse maior que um limiar pré configurado. Esse limiar ficava em torno de 2,5 volts, visto que os sensores têm um comportamento próximo de um mecanismo de LIGA/DESLIGA, ou seja, saturam quando uma pequena pressão é aplicada. Caso a resposta do sensor estivesse mais ou menos sensível para um sujeito (devido à diferentes tamanhos de mão, temperatura ambiente, ou desgaste do material), esse valor era ajustado, porém permanecia sempre entre 2 e 3 volts.

O momento correto para ativação da EENM era requisito essencial na configuração, pois caso iniciasse no momento inadequado, poderia causar perda do equilíbrio de tronco e inviabilizar a transferência.

A proposta foi toda pensada para ativação do sistema durante a fase pré elevação, especificamente na fase de carga em MS, pois devido ao pequeno atraso entre o sensor captar o momento exato, encaminhar informação ao computador, ativar a EENM e, em seguida, promover a contração muscular propriamente dita, faria com que a entrega de corrente ocorresse exatamente durante a fase de elevação e pivô durante um segundo.



Figura 10. Fotografia indicando a posição do sujeito nos bancos, posicionamento das mãos, com as luvas, apoiadas sobre local específico nas barras paralelas (A). À direita da primeira fotografia, enfoque no local específico para apoios das mãos nas barras paralelas (B), um dos sensores de pressão (C) e microprocessador que fazia a comunicação entre os sensores das mãos e o computador (D). Fonte: Autora.

4.5. Protocolos de intervenção por meio de transferências eletroestimuladas

Os indivíduos foram transferidos pelos profissionais de sua cadeira de rodas para o banco. Após posicionamento no banco, foram colocados todos os marcadores reflexivos, as duas luvas e ligados os quatro eletrodos. A todo momento durante os experimentos havia um fisioterapeuta ao lado do paciente para garantir a segurança e o sujeito fazia uso de uma cinta de segurança em volta de cintura, caso fosse necessário assistência em situação de desequilíbrio. Além disso, existia um botão de emergência de fácil acesso ao fisioterapeuta para interromper a qualquer momento a EENM.

Os sujeitos foram orientados a realizar a transferência em pivô sentado com apoio de cada uma das mãos sobre uma pequena plataforma sobre as barras paralelas, calçada a luva com o conjunto de sensores de pressão ao longo de toda a transferência. O posicionamento da mão poderia acontecer em qualquer local da pequena plataforma sobre as barras paralelas (Figura 10B), mas só poderiam descarregar o peso nas mãos/luvas no momento exato para ativação da EENM.

O quadril permaneceu aproximadamente 90° de flexão, joelho com aproximadamente 90° flexão sustentados por uma faixa em neoprene (para que não abduzisses), com os pés juntos bem ao centro da intersecção entre os dois bancos (inicial e final) com uso de tênis com solado antiderrapante sobre a plataforma de força/madeira anterior (Figura 11). Para alguns sujeitos foram necessárias colocação de um pequeno suporte (caixote em madeira) entre a plataforma de força/madeira e o apoio dos pés para ajuste deste posicionamento, como indicado na figura 11.



Figura 11. Fotografia mostrando a organização do ambiente experimental com presença dos profissionais e do sujeito no momento da captura. Fonte: Autora.

A transferência sempre iniciou com o sujeito passando para o banco que estava ao seu lado direito. Primeiro realizou seis transferências para teste, com objetivo de adaptação do sistema e do

aparato: iniciando com duas TPS sem FES (direita e esquerda), seguido por quatro TPS com FES (duas sequencias de transferência para direita e esquerda). Nesse momento também era escolhida pelo próprio sujeito o grau de contração muscular almejado para realizar a TPS. A proposta era que todos tentassem manter o grau 4-, mas caso fosse necessário, o sujeito poderia escolher grau menor de contração.

Em seguida, cada participante realizou as 12 transferências principais que foram analisadas, sendo seis TPS sem FES (três para lado direito e três para lado esquerdo) e seis TPS com FES (três para lado direito e três para lado esquerdo). Sempre, o conjunto de ida e volta da transferência (direita/esquerda) seguia a mesma proposta (sem ou com FES). De acordo com a ordem de avaliação do sujeito, o sujeito 1 iniciou o experimento sem FES, o sujeito 2, com FES e assim sucessivamente. No total o sujeito realizava 20 transferências (6 transferências para familiarização do sistema + 12 transferências de análise + transferência inicial e final do ambiente experimental - CR, com auxílio da equipe somente neste momento).

A cada transferência a equipe graduava a qualidade da transferência de 1 a 5, que auxiliou no momento para escolha das tentativas que seriam ou não analisadas: nota 5 para a transferência ótima (sem arrastar quadril, manteve posicionamento da mão no mesmo local especificado, entrada adequada da EENM e sem esticar MMII); nota 4 para a transferência boa (desempenho praticamente perfeito, com entrada correta da EENM, sem esticar MMII e sem movimentos inadequados das mãos); nota 3 para a transferência regular (quando houve discreta perda de controle do quadril/tronco, quando pés realizaram discreto movimento para frente, mas sem impacto no desempenho da EENM); nota 2 para a transferência ruim (transferência ruim pois arrastou quadril, ou movimentação da mão do espaço estipulado ou MMII esticaram significativamente devido a EENM) e nota 1 a transferência péssima (quando a transferência não aconteceu: arrastou quadril, necessidade de movimentação da mão do espaço estipulado e/ou EENM não aconteceu). A graduação foi discutida entre todos os integrantes presentes no momento da avaliação (sujeito, fisioterapeuta e dois engenheiros) e estabelecido um consenso de nota.

Após as coletas de dados, retirou-se os marcadores reflexivos, eletrodos e o indivíduo foi transferido para sua cadeira de rodas. Neste momento foi inspecionada a pele e membros inferiores para verificar qualquer efeito adverso. Após 24 horas e uma semana depois da coleta telefonou-se para o sujeito para questionar se havia ocorrido algum efeito adverso.

A figura 12 resume toda a sequência que os sujeitos foram submetidos: avaliação preliminar (Etapa 2) e o ensaio clínico (Etapa 3).

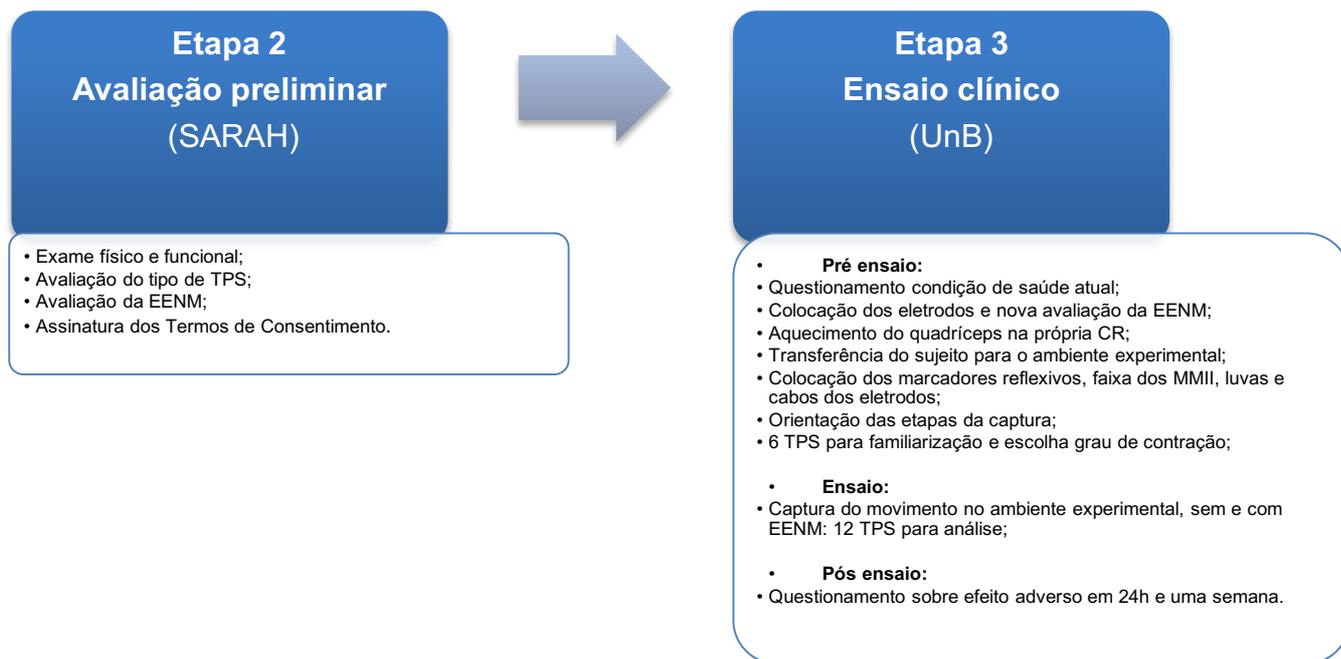


Figura 12. Fluxograma da organização da etapa 2 (avaliação preliminar) e da etapa 3 (subdividida em pré ensaio, ensaio clínico e pós ensaio), esclarecendo o que foi realizado em cada uma das etapas do desenho experimental.

4.6. Processamento dos dados

Os dados gerados foram processados *off line* pelo aplicativo VISUAL 3D (C-Motion®, Rockville, USA). Basicamente, tal procedimento consiste em uma forma de cinemática inversa para obter os ângulos das articulações e os posicionamentos dos segmentos corporais. Esse procedimento foi modelado aplicando-se as seguintes restrições cinemáticas: todos os movimentos de rotação, com exceção da pélvis, que era o segmento corporal de origem; movimento de cotovelo em apenas um eixo; movimento de punho em apenas dois eixos (flexão, extensão e desvio radial e ulnar). Os dados foram filtrados com um filtro *Butterworth* passa-baixa não causal de ordem 6 e frequência de corte 10 Hz. Essas informações foram, então, processadas em MatLab (MathWorks®, 2015, USA) para calcular todas as variáveis de interesse na fase de elevação e pivô.

4.7. Análise estatística

A análise estatística apoiou-se em uma organização prévia dos dados em planilhas do aplicativo Excel que foram exportadas para o programa GraphPad Prism 7® (2017, EUA). Nessa organização inicial, as variáveis qualitativas foram tratadas por distribuição de frequência absoluta e relativa para análise de contingência. Por sua vez, as variáveis quantitativas foram tratadas por cálculos de estatística descritiva para identificação do tipo de distribuição pelo teste Shapiro Wilk (distribuição Gaussiana ou não-Gaussiana), para definição de medidas de tendência central (média e mediana) e de dispersão (desvio padrão e distribuição ordenada de valores em quartis), sempre considerando os intervalos de confiança de 95% (IC95%). Para as variáveis de caracterização da amostra, também apresentamos os dados individualmente mensurados. O coeficiente de variação também foi considerado para algumas variáveis.

As análises estatísticas considerando a amostra foram feitas por réplicas de ensaios, assim, por mais que tínhamos apenas os 5 sujeitos da série de casos, as réplicas nos permitiram aumentar a quantidade de variáveis processadas por análise.

O primeiro grupo de análises considerou, para todas as variáveis de interesse, o fator intervenção (com e sem FES). Nessa condição, como a distribuição da maioria das variáveis apresentou comportamento não-Gaussiano, o que nos fez optar por empregar a estatística não-paramétrica, comparando transferências com e sem FES por meio do teste Mann Whitney, para um IC95% e um $\alpha = 0,05$, sendo consideradas diferenças significativas as que apresentassem $p < 0,05$. Quando representados graficamente, devido à natureza não-paramétrica das análises, escolhemos a apresentação em *box-plot*, com distribuição de *ranking* pelos quartis a partir da mediana e limitado pelo IC95%.

No segundo grupo de análises, consideramos para as mesmas variáveis, dois fatores: (1) o fator intervenção (com e sem FES) e (2) o fator sentido da transferência (para direita e para a esquerda). Nessa condição, como também observamos uma maioria de distribuições não-Gaussianas, também procedemos com a estatística não-paramétrica. Inicialmente, pelo teste Kruskal-Wallis identificávamos efeitos de interação significativos entre os dois fatores para, em sendo significativo, procedermos com os testes de comparações múltiplas de Dunn. Para esse teste, também consideramos um IC95%, $\alpha = 0,05$ e diferenças significativas para $p < 0,05$. Da mesma forma, procedemos com a representação gráfica em *box-plots*.

5. RESULTADOS

A apresentação dos resultados seguiu a lógica de organização textual definida pelos objetivos e métodos, apresentando: a caracterização da amostra de participantes da série de casos, o desenvolvimento do ambiente experimental e sua evolução, bem como a análise cinética e cinemática da transferência pivô sentado influenciada pela eletroestimulação do músculo quadríceps, na fase de elevação e pivô somente considerando um fator (efeito da estimulação); seguida da análise com fator duplo que, além do efeito da estimulação, também considerou o efeito do sentido em que a transferência foi executada.

5.1. Caracterização da amostra da série de casos

Iniciamos a caracterização da nossa amostra pela descrição da condição de saúde que foi objeto desse estudo: a paraplegia. Dentre todos os critérios de elegibilidade, foram selecionados cinco sujeitos identificados de P1 a P5. Verificamos pela análise da figura 13 que o padrão de transferência pivô sentado estudado nessa pesquisa talvez reflita uma estratégia de transferência para pessoas com paraplegia completa (classificada com AIS A), decorrente de lesão medular traumática que não gerou zona de preservação parcial, possuindo assim nível neurológico bem definido entre as zonas de preservação e perda que variam entre T2 e T11 (lembrando que acima desse nível, teríamos definida uma condição de tetraplegia que não foi objeto desse estudo).

O nível neurológico entre T2 e T11 refletiu os limites impostos pelos critérios de elegibilidade que nos permitiu estudar estratégias das duas principais condições de paraplegia, categorizada por alguns autores (20–25) em paraplegia alta (P1, P4 e P5) e baixa (P2 e P3). Os limites, em termos de níveis neurológicos e elegibilidade, nos permitiram também selecionar condições de paraplegia exclusivamente espástica, cuja escala de Ashworth modificada revelou ser de intensidade leve que não interferia na transferência estudada, variando de níveis 1 a 2. Desta forma, podemos inferir que em nossa amostra de série de cinco casos, encontramos participantes cuja principal estratégia de transferência poderia refletir estratégias para as duas categorias de paraplegia.

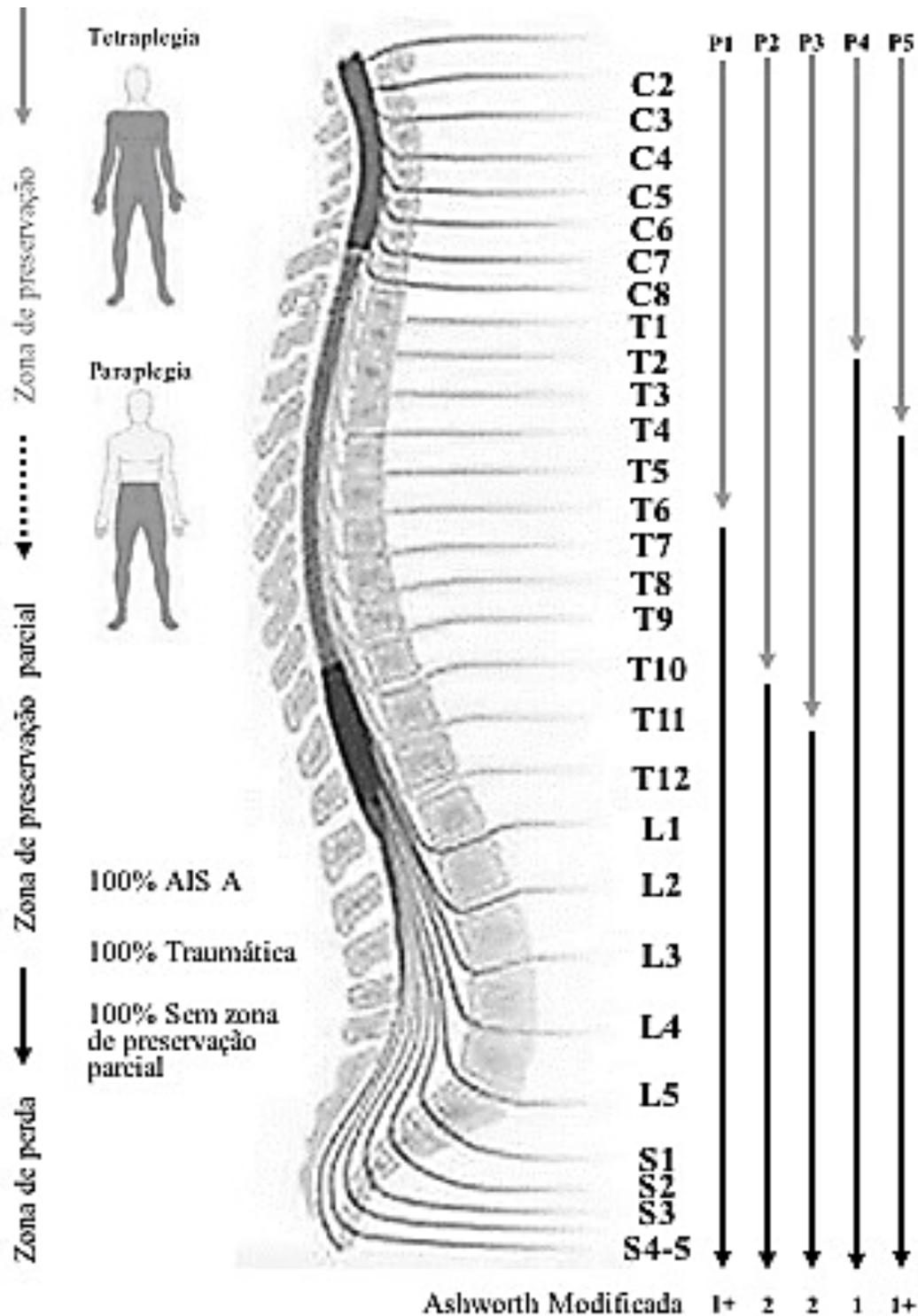


Figura 13. Figura ilustrativa da coluna vertebral e medula espinhal em corte sagital que detalham por elementos visuais a condição de saúde objeto desse estudo: paraplegia. A amostra composta por cinco participantes (P1, P2, P3, P4 e P5) cujas zonas de preservação (seta cinza com sentido para baixo), de preservação parcial (seta preta pontilhada com sentido para baixo) e perda (seta preta com sentido para baixo) foram indicadas à esquerda da figura, indicam em qual nível medular cervical (C1 a C8), torácico (T1 a T12), lombar (L1 a L5) e sacral (S1 a S5), sendo o nível coccígeo não indicado na figura. Por meio de legendas à esquerda da figura e na base das setas, também foram indicados a porcentagem na amostra que reflete a completude da lesão classificada na AIS (*Asia Impairment Scale*), a natureza etiológica da lesão (traumática), a ausência de zona de preservação parcial e a qualificação da espasticidade pela escala de Ashworth Modificada. Fonte: Autora.

Na tabela 2, podemos observar que analisamos uma amostra que representava ambos os gêneros, ainda que prevalecesse o sexo masculino (60%), representada por adultos com média de idade e variação (desvio padrão) correspondente a $38,2\pm 9,6$ anos, que já conviviam em média a $10,4\pm 7,8$ anos com a condição de paraplegia. A origem traumática que era um critério de inclusão na amostra foi devido a três principais causas que, dentre elas prevaleceu as lesões decorrentes de projétil de arma de fogo (PAF).

Na caracterização da amostra, observamos também que a maioria dos participantes apresentava força de músculo reto abdominal, com exceção de dois deles que não tinham nem esboço de contração (gradação 0 no *Manual Muscle Teste* – MMT). A antropometria revelou uma amostra eutrófica ($21,6\pm 4,7$ kg/m²), com dois extremos, um participante com baixo peso e outro com obesidade, segundo a classificação do IMC corrigida para LM (o participante classificado como obeso era um atleta que possuía muita massa magra). Em média, nossa amostra tinha uma envergadura de $1,6\pm 1,0$ m.

Toda amostra tinha a mesma preferência manual (direita), sendo que dois preferiam transferir-se para ambos os lados, dois para o lado direito e somente um indivíduo para o lado esquerdo. Partindo da premissa de que a escolha do sentido da preferência reflita a transferência realizada com o melhor desempenho, tínhamos uma amostra que predominantemente teria um melhor desempenho ao realizar a transferência para a direita. O recordatório das últimas 24 horas revelou que em média, nossa amostra realizava $15,4\pm 2,6$ transferências por dia.

Em termos de atividade e participação, obtivemos uma amostra em que cada um dos cinco participantes apresentou uma escolaridade diferente, predominantemente formada por trabalhadores remunerados e fisicamente ativos (dentre eles, dois atletas). Tal atividade refletiu em uma medida de independência funcional da medula espinhal de mais de 60% da pontuação máxima ($65,8\pm 4,0$), com a maior fragilidade observada na independência funcional do escore de mobilidade ($17,6\pm 1,0$), principalmente afetada nas transferências da cadeira de rodas para o chão. Ao final, identificamos que se tratava de uma amostra já reabilitada, com apenas uma participante ainda realizando duas horas de fisioterapia por semana, cuja maioria não realizava EENM.

Tabela 2. Caracterização da amostra quanto aos fatores contextuais (pessoal e ambiental), bem como aos componentes da estrutura e função do corpo e atividade e participação. Para escala SCIM-III foram descritas as pontuações das três categorias e, para a categoria mobilidade, foram descritas as pontuações apenas dos itens relativos às transferências.

| | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 |
|--|-----------|-----------|-----------|----------------|-----------|
| Idade (anos) | 34 | 44 | 49 | 40 | 24 |
| Gênero | F | M | M | M | F |
| Tempo de lesão (anos) | 14 | 5 | 9 | 22 | 2 |
| Nível neurológico | T6 | T10 | T11 | T2 | T4 |
| AIS | A | A | A | A | A |
| Etiologia | PAF | PAF | Queda | PAF | AA |
| Espasticidade [^] | 1+ | 2 | 2 | 1 | 1+ |
| Força músculo reto abdominal | 2 | 3 | 2 | 0 | 0 |
| Altura (metros) | 1,60 | 1,80 | 1,70 | 1,70 | 1,50 |
| Envergadura (metros) | 1,65 | 1,75 | 1,65 | 1,74 | 1,50 |
| Massa corporal (Kg) | 53,00 | 93,00 | 60,20 | 47,00 | 46,10 |
| IMC (kg/m ²) | 21,80 | 28,70 | 21,80 | 15,70 | 20,00 |
| Classificação IMC ajustado LM | Eutrofia | Obesidade | Eutrofia | Abaixo do peso | Eutrofia |
| Preferência manual | D | D | D | D | D |
| Preferência lado da transferência | D | Ambos | E | Ambos | D |
| Número de transferências na últimas 24 horas | 19 | 17 | 15 | 11 | 15 |
| Estudo | EMC | EFI | EMC | EFC | ESC |
| Trabalha | Não | Sim | Sim | Sim | Sim |
| Atividade física# | Atleta | Atleta | Ativo | Sedentário | Ativo |
| SCIM - III total (pontuação máx 100) | 71 | 68 | 64 | 59 | 67 |
| Autocuidado (20 máx) | 18 | 18 | 16 | 18 | 18 |
| Respiração e manejo esfínteriano (40 máx) | 35 | 31 | 31 | 23 | 33 |
| Mobilidade (40 máx) | 18 | 19 | 17 | 18 | 16 |
| Transferência cama-CR (0-2 máx) | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 |
| Transferência CR-vaso sanitário-banheira (0-2 máx) | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 |
| Transferência CR-carro (0-2 máx) | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 |
| Transferência chão-CR (0-1 máx) | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| Realiza fisioterapia (horas/semana) | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 |
| Realiza EENM (horas/semana) | 4 | 0 | 0 | 0 | 1 |

AIS: *ASIA Impairment Scale*; Kg: quilograma; m: metros; IMC: Índice de Massa Corporal; LM: lesão medular; máx: máximo; SCIM-III: Medida de Independência Funcional da Medula Espinhal; F: feminino; M: masculino; PAF: projétil de arma de fogo; AA: acidente automobilístico; D: direita; E: esquerda; EMC: ensino médio completo; EFI: ensino fundamental incompleto; EFC: ensino fundamental completo; ESC: ensino superior completo.

[^] Escala de Ashworth Modificada

Escala de Atividade Física de Janssen

5.2. Evolução do ambiente experimental

Pela análise descritiva das três gerações de configurações testadas nos experimentos piloto (primeira e segunda geração) e definitivamente aplicada no ensaio clínico (terceira geração), podemos notar que as principais modificações do ambiente experimental foram relacionadas ao

posicionamento dos bancos/cadeiras e ao apoio das mãos com registro da pressão que também foi utilizado para automatização do acionamento da EENM.

A configuração de primeira geração utilizava cadeiras acolchoadas, mas com base arredonda nas laterais, que gerava uma certa instabilidade durante a transferência (Figura 7), motivo pelo qual, na configuração de segunda geração, foram fabricados dois bancos similares e com bases mais estáveis. Além disso, na segunda geração evoluímos para a possibilidade de estabelecer a altura entre a base da plataforma e o assento com mais precisão, o que nos permitiu optar por uma altura parecida com a altura do assento ao solo de uma cadeira de rodas, mas que ainda possuía apoios lateral e posterior à base do assento.

A análise no experimento piloto com a configuração de segunda geração nos permitiu constatar que, no início dos testes, os apoios nos assentos dificultavam a visualização dos marcadores reflexivos das mãos e das costas e, além disso, para um delineamento adequado das fases da transferência, seria importante que os apoios das mãos estivessem em apoio externos à configuração para captação de força pelas plataformas. Tal observação nos fez optar por confeccionar as barras paralelas laterais sem contato com as plataformas de força, para acomodar e dar apoio para as mãos, sendo a última modificação decidida para a configuração final do ensaio clínico: a configuração de terceira geração (Figura 7).

Na configuração de primeira geração as cadeiras tinham angulação entre elas de 20° , mas observamos que poderia ser uma distância que dificultaria a transferência para os participantes de menor envergadura ou categorizados como possuindo paraplegia alta. Na configuração de segunda e terceira geração optou-se então pela angulação menor (15°) entres os bancos, que nitidamente se mostrou favorecer a transferência tanto de paraplégicos altos quanto baixos com menor envergadura.

Na configuração dos assentos da primeira geração, as mãos permaneciam apoiadas sobre o assento acolchoado da própria cadeira que era o assento inicial. Na configuração de segunda geração, as mãos passaram a se apoiar sobre o assento padronizado do banco tanto no início como no final da transferência. Já na configuração de terceira geração, a superfície de suporte do apoio das mãos nas barras paralelas permitiu que todos os sujeitos mantivessem uma postura inicial e final mais parecida, mas em contrapartida, nem todos tinham altura e/ou envergadura parecida e não utilizavam a mesma estratégia dos demais participantes para a transferência em pivô sentado.

O experimento piloto, com um único participante, nos auxiliou não só na definição do ambiente experimental, mas também na escolha da quantidade de corrente elétrica que poderia mais bem favorecer a TPS com FES, por meio da ativação do quadríceps femoral. Nos experimentos piloto

das primeiras gerações, a EENM era ativada e desativada pelo comando verbal do próprio participante durante a transferência que sinalizava o momento de entrada da EENM e, no ensaio clínico definitivo (terceira geração), a contração para auxiliar na transferência foi automatizada e sincronizada com o restante do sistema. Assim, a descarga de peso nos sensores das mãos da luva, passou a acionar a ativação da corrente elétrica que tinha duração de um segundo a partir da quantidade de pressão já descrita nos métodos para todos os sujeitos, padronizando o instante exato da eletroestimulação.

A intensidade de corrente foi estabelecida durante a avaliação preliminar (Etapa 1) e confirmada durante o dia do ensaio clínico (Etapa 2), no momento pré-ensaio. A tabela 3 mostra as intensidades de corrente em mA (miliampère) de cada sujeito, para atingir o grau de contração muscular almejado segundo o MMT, com frequência de 50 Hz e largura de pulso de 450 μ s.

A intensidade de corrente proposta era a suficiente para alcançar uma contração de grau 4- no MMT e, foi possível o sujeito vivencia-lo durante as transferências testes iniciais no momento pré-ensaio da Etapa 2, escolhendo a intensidade desejada. A tabela 3 indica em cinza a intensidade de corrente escolhida por cada sujeito durante o ensaio clínico. Tanto o indivíduo P1 como P4 optaram por utilizar intensidade de corrente menor, grau 3 e grau 3- no MMT respectivamente.

Tabela 3. Intensidade de corrente para cada sujeito de acordo com a força muscular pretendida no MMT, com frequência de 50 Hz e largura de pulso de 450 μ s. Em cinza indica-se a corrente escolhida pelo sujeito para realizar o ensaio clínico. Nota-se que o participante P1 e P4 escolheram menor grau de força muscular.

| | i grau 1MMT | | i grau 2MMT | | i grau 3-MMT | | i grau 3MMT | | i grau 4-MMT | | i grau 4MMT | |
|-----------|-------------|----|-------------|----|--------------|----|-------------|----|--------------|-----|-------------|----|
| | D | E | D | E | D | E | D | E | D | E | D | E |
| P1 | 20 | 18 | 26 | 26 | 30 | 32 | 48 | 66 | 56 | 74 | 66 | 88 |
| P2 | 20 | 18 | 38 | 26 | 44 | 32 | 50 | 46 | 52 | 48 | 64 | 50 |
| P3 | 18 | 10 | 24 | 24 | 32 | 42 | 40 | 43 | 56 | 44 | SR | SR |
| P4 | 22 | 20 | 32 | 32 | 60 | 70 | 80 | 90 | 92 | 100 | SR | SR |
| P5 | 18 | 22 | 25 | 24 | 30 | 25 | 35 | 28 | 42 | 38 | 52 | 48 |

i: intensidade de corrente da EENM em mA (miliampère); MMT: Manual Muscle Test; D: direita; E: esquerda; SR: sem resposta para este grau de força muscular.

Toda a análise foi realizada somente para a fase de elevação e pivô da TPS, pois é o objeto de estudo desta dissertação. Não houve perda de nenhum indivíduo, entre as etapas de avaliação preliminar (Etapa 1) e o ensaio clínico (Etapa 2). Os dados brutos (não processados) foram apresentados na tabela presente no ANEXO 12.

Para o processamento foram escolhidas as transferências qualificadas entre 3 e 5, em que o sujeito apresentou melhor desempenho e excluídas as transferências qualificadas como 1 e 2 (destacadas em vermelho no ANEXO12). Nessas últimas, os participantes não tinham executado a

TPS de maneira adequada. Ao final, foram excluídas quatro transferências, de três dos cinco indivíduos, sendo uma do P2 com FES no sentido para esquerda; uma do P4 cuja tentativa era sem FES no sentido para direita; e as duas últimas do P5, ambas sem FES, sendo uma para direita e outra para esquerda. Todas as exclusões ocorreram porque os indivíduos não conseguiram elevar o quadril suficientemente para a TPS em uma única etapa. Em outras palavras, a transferência foi executada com elevações fragmentadas do quadril durante a fase de elevação e pivô.

A tabela do ANEXO 12 apresenta as variáveis analisadas e organizadas por coluna. Elas foram definidas após análise qualitativa da relação dos registros com as imagens filmadas em câmaras convencionais, ficando decidido a extração para processamento numérico das seguintes variáveis: (1) a componente vertical da força média e (2) força máxima obtida na plataforma que suportava os pés (medidas em Newtons), utilizando-se o valor registrado no sistema, subtraindo o valor do *offset* (força gerada pela massa da perna e da superfície de madeira suportados na plataforma antes de qualquer distribuição de forças gerada pela transferência ser registrada) e normalizando a variável pela massa corporal do indivíduo; (3) o ângulo médio e (4) máximo do tronco (medidos em graus, sendo o valor positivo convencionalizado para inclinação anterior do tronco); (5) deslocamento máximo vertical do centro de gravidade (medido em metros e correspondendo a distância entre a superfície superior da plataforma de madeira até a altura máxima alcançada pelo centro de gravidade dos segmentos da pelve, tronco, cabeça e MMSS, considerando que o banco tinha 48 cm de altura somado a um centímetro da espessura da borracha); (6) deslocamento horizontal e (7) vertical da pelve (medido em metros) e (8) tempo total da fase elevação e pivô (medido em segundos).

5.3. Parâmetros cinéticos e cinemáticos da transferência em pivô sentado

Ao longo de todas as tentativas analisadas sem e com FES para a fase de elevação e pivô, de todos os indivíduos, a transferência proporcionou uma redistribuição das forças inicialmente registradas que modificou a resultante da componente vertical registrada na plataforma inicial, em seguida na plataforma que sustentava os pés e, finalmente, na plataforma final, conforme pode ser acompanhado na figura 14.

Nota-se, pela análise qualitativa da cinética, um considerável aumento da componente vertical da força na plataforma sob os MMII para os participantes P1e P4 na comparação entre a tentativa sem (em azul) e com FES (vermelho). O mesmo não foi observado para os outros indivíduos, sendo

que o P5 apresentou uma maior variação inferida pela faixa de variação definida pelo desvio padrão (área imediatamente superior e inferior à linha da curva preenchida em azul ou vermelho).

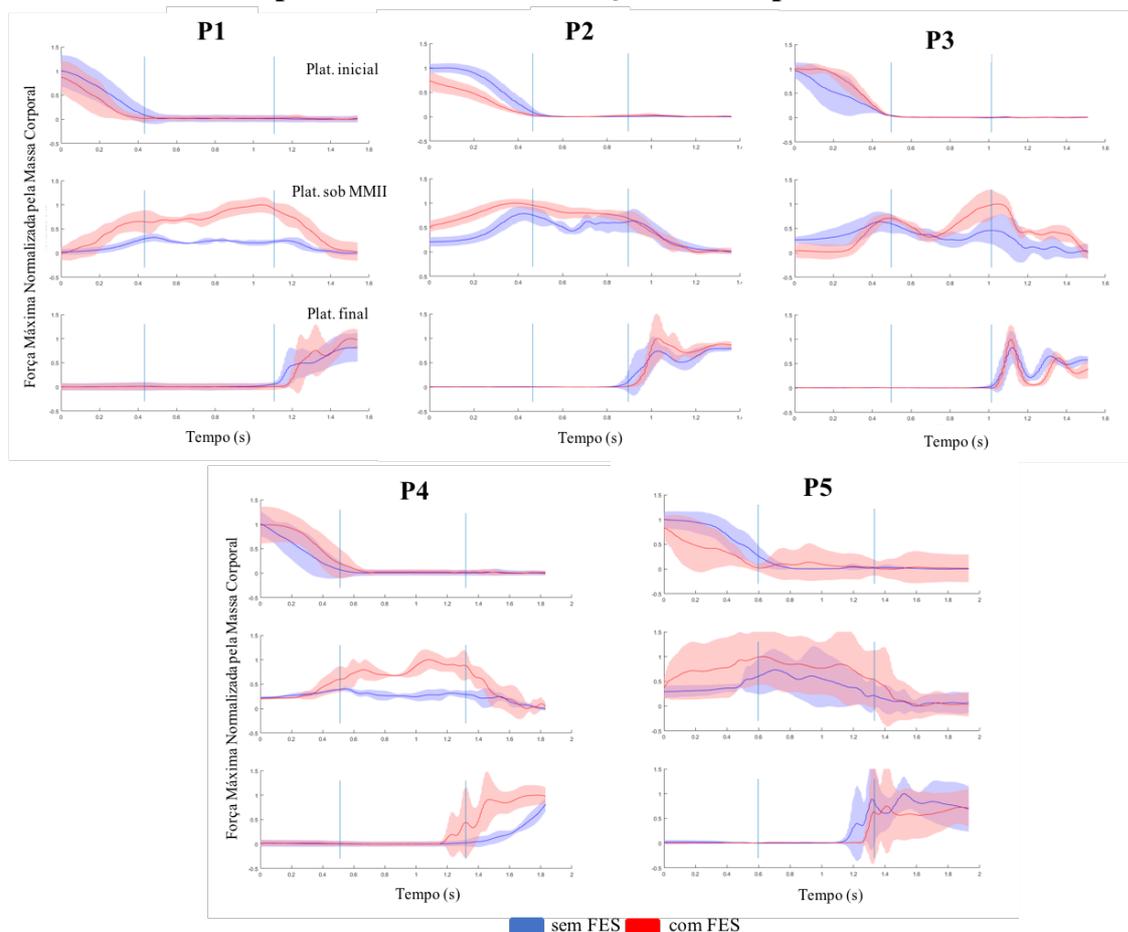
É interessante correlacionar que o participante P1 era do gênero feminino, apresentava paraplegia alta, 24 anos de idade, 14 anos de lesão;, eutrófica, atleta, possuidora de força grau 2 de músculo abdominal e usuária de EENM durante quatro horas por semana; enquanto o participante P4 era do gênero masculino, também apresenta paraplegia alta, tinha quase o dobro da idade da participante P1 (40 anos de idade), convivia a mais tempo com a lesão medular (22 anos), estava abaixo do peso segundo referências do IMC, era sedentário, não apresenta contração visível do músculo abdominal e não utilizava EENM no cotidiano.

Já P5 era um participante do gênero feminino que também apresentava paraplegia alta, tinha a mesma idade do P1 (24 anos de idade), somente 2 anos de lesão, também eutrófica, ativa, não possuidora contração visível de músculo abdominal que também utilizava EENM no cotidiano.

Os outros dois participantes (P2 e P3) eram do gênero masculino com lesão medular que conferia paraplegia classificada como baixa, tinham respectivamente 44 e 49 anos de idade, conviviam a 5 e 9 anos de lesão, foram identificados pelo IMC como obeso (porém com muita massa magra) e eutrófico, atleta e ativo, possuidores de força grau 3 e 2 em músculo abdominal, sendo que ambos não utilizavam EENM no cotidiano. Com exceção do IMC de cada um dos dois participantes, ambos apresentavam características muito semelhantes, sendo os únicos a não apresentar modificações qualitativas visualmente constatadas pela redistribuição de forças em decorrência da aplicação de eletroestimulação durante a fase de elevação e pivô.

Ao acompanhar a cinemática do tronco para o movimento de inclinação anterior influenciado pela introdução de eletroestimulação (Figura 15), não foi possível constatar variação qualitativamente identificável entre as tentativas sem e com FES. Chamou-nos a atenção que cada participante possuía uma estratégia de transferência a considerar o posicionamento do tronco ao longo da TPS.

Intensidade da componente vertical da força nas três plataformas durante a TPS



S: segundos; Plat.: plataforma; MMII: membros inferiores.

Figura 14. Painéis com curvas ao longo do tempo em segundos geradas pela redistribuição da intensidade da componente vertical da força registrada na plataforma inicial (superior), na plataforma que suportava os pés (intermediária) e na plataforma final (inferior) durante as fases da TPS – Transferência em Pivô Sentado para a promediação das tentativas executadas sem FES (azul) e com FES (vermelho) para cada um dos participantes (P1 a P5). As linhas mostram a média da intensidade em Newtons da componente vertical da força máxima registrada em todas as tentativas e a borda superior e inferior à curva preenchida na respectiva cor da linha indica os limites máximo e mínimo do desvio padrão de todas as tentativas. As duas retas verticais delimitam a fase de elevação e pivô da TPS.

No geral, aparentemente cada participante executa a transferência com maior ou menor inclinação de tronco, sendo possível identificar que os participantes P1 e P4 desempenharam maior amplitude de inclinação anterior de tronco (ângulo máximo de inclinação anterior de tronco de 73° para os dois participantes), enquanto que os participantes P2, P3 e P5 executaram a transferência com menor amplitude de inclinação anterior de tronco (ângulo máximo de 67° , 48° e 69° respectivamente). Somente no participante P4 foi possível observar uma diminuição da amplitude de inclinação do tronco, talvez induzida pela eletroestimulação na fase que procedeu à elevação e pivô. Ao que parece, o participante P4 retomou uma postura mais ereta (tendendo a se aproximar de 0°) quando foi aplicada a FES.

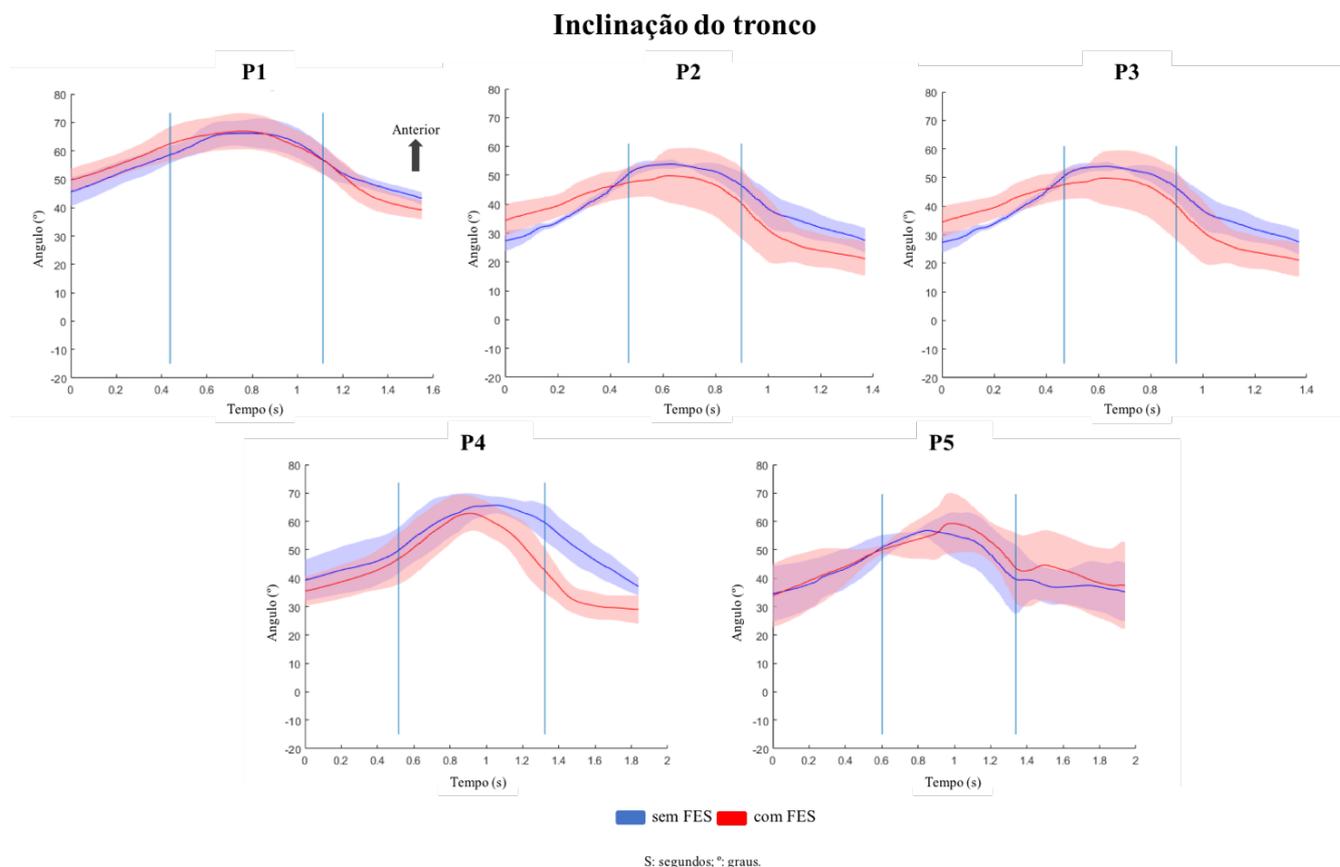


Figura 15. Painéis com curvas ao longo do tempo em segundos geradas pela angulação do tronco em análise cinemática da inclinação anterior sem (azul) e com FES (vermelho) da transferência registrada com destaque na fase de elevação e pivô (delimitação com as retas verticais) para todos os participantes de P1 a P5, indicada pela promediação da angulação do tronco e seus respectivos desvios padrão (faixa colorida ao redor da curva).

5.4. Influências da eletroestimulação na TPS

Em uma primeira análise dos efeitos da FES durante a fase de elevação e pivô, não consideramos o sentido da transferência. Ou seja, as réplicas de tentativas em ambos os sentidos para cada participante foram consideradas na análise estatística. Para tal condição de análise, iniciando-se pela cinética da transferência considerada na componente vertical da resultante de forças na plataforma que suportava os MMII que foi gerada pela redistribuição de forças, verificamos que a intensidade média medida em Newtons (N) variou de 53,2 a 194,2 N nas tentativas sem a FES e de 83,1 a 213,2 N nas tentativas em que a transferência foi realizada com a FES. Essa intensidade média atribuiu um aumento de 1,33 vezes a força média registrada na plataforma que suportava os pés (Figura 16A).

Esse aumento significativo ($p < 0,05$) na média da intensidade também foi detectado pelo registro da média do pico de força gerado na plataforma, sendo possível registrar picos de força

variando de 60,1 a 235,2 N quando a transferência foi realizada sem aplicação da FES, frente a variações de 90,8 a 250,2 N quando acrescentávamos a FES na fase de elevação e pivô. A inclusão da FES promoveu um ganho de mediana de aproximadamente 41% do que foi gerado na transferência sem eletroestimulação (Figura 16B).

Ao normalizar as intensidades de força geradas pela massa dos participantes, as diferenças significativas detectadas permaneceram, sendo observado um aumento de 1,25 vezes na mediana da intensidade média e um ganho de aproximadamente 30% no pico de força gerado na plataforma pela introdução da FES (Figuras 16C e D). Mais de 75% dos participantes e suas respectivas réplicas obtidas em transferências com auxílio da eletroestimulação obtiveram pico de força na plataforma que suportava os MMII superior à mediana registrada nas transferências sem auxílio (Figura 16D).

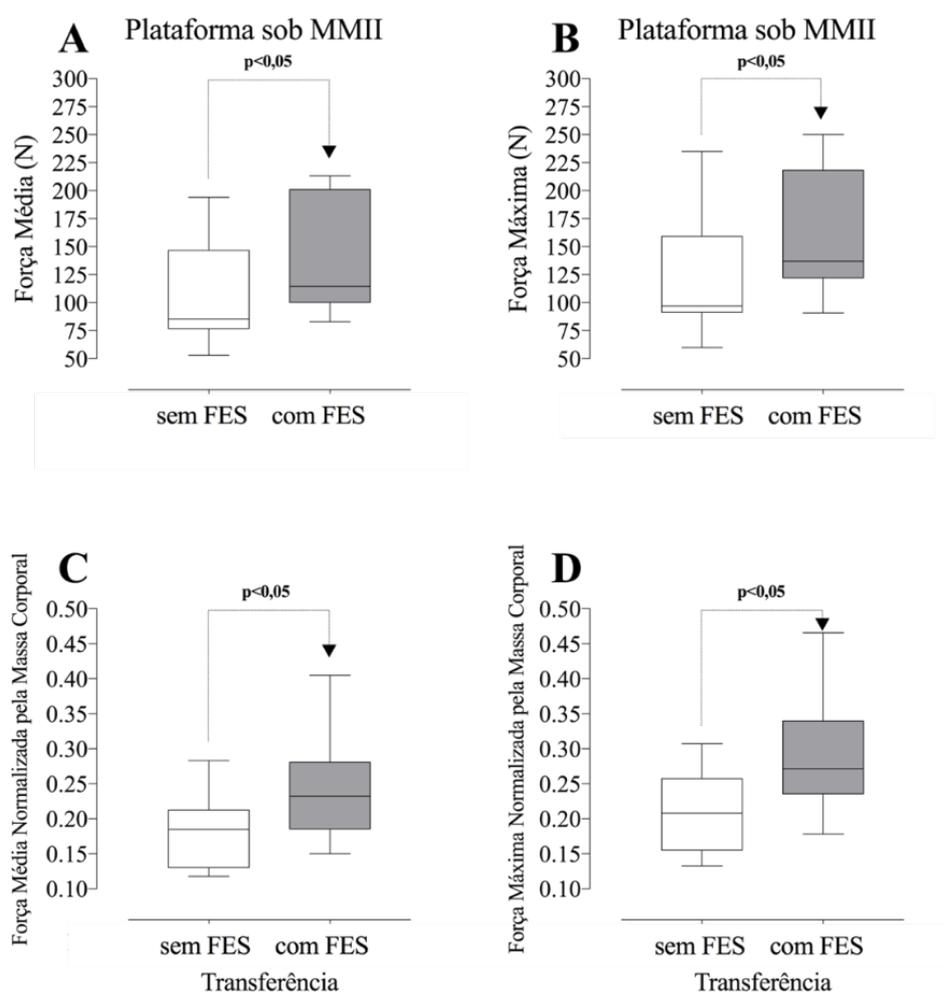


Figura 16. Box-plots da intensidade média e máxima em valores absolutos e normalizados da componente vertical da força registrada na plataforma que suportava os MMII durante as transferências sem (branco) e com (cinza) inclusão de eletroestimulação. As variáveis força média (A) e força máxima (B) foram analisadas tanto em valores absolutos quanto em valores normalizados pela massa corporal do participante (C e D). Diferenças significativas ($p < 0,05$) foram indicadas por setas nos gráficos e detectadas pelo teste Mann-Whitney. Siglas: MMII: membros inferiores; N: Newtons; FES: Functional Electrical Stimulation.

Pela análise cinemática que acompanhou o deslocamento angular da inclinação anterior do tronco durante a transferência, nenhuma diferença significativa ($p < 0,05$) foi obtida tanto pela análise da média da angulação, como pela análise da angulação máxima decorrente da aplicação da FES (Figuras 17A e B).

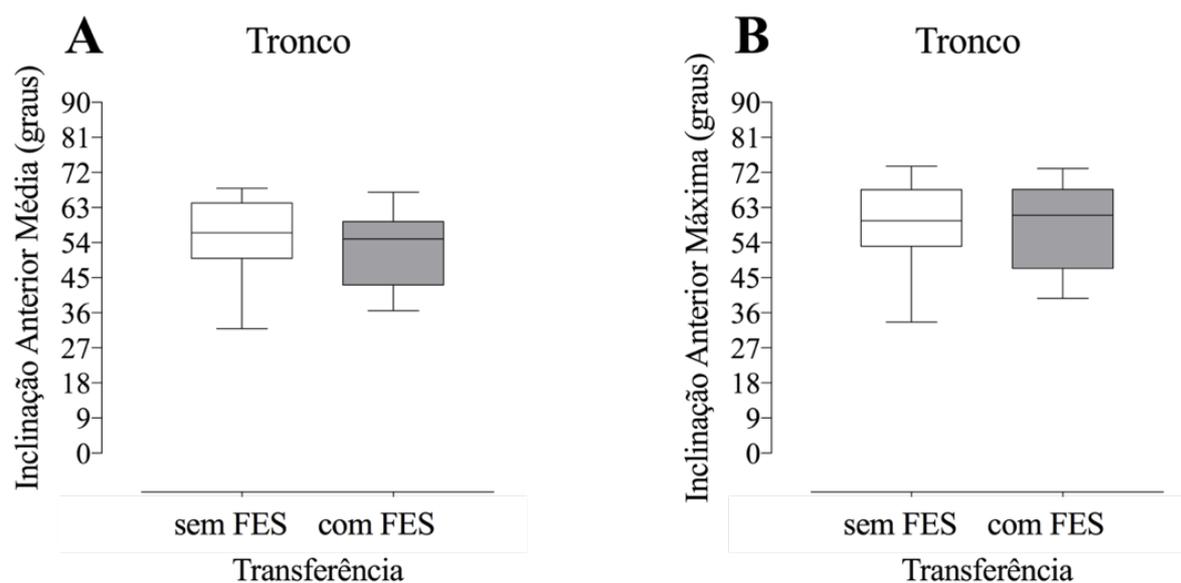


Figura 17. Box-plots da angulação média (A) e máxima (B) registrada na análise da inclinação anterior do tronco durante as transferências sem (branco) e com (cinza) inclusão de eletroestimulação. Nenhuma diferença significativa ($p < 0,05$) foi detectada pelo teste Mann-Whitney quando a transferência foi realizada com eletroestimulação funcional (FES).

No geral, a inclinação média anterior variou de um mínimo de $31,9^\circ$ a um máximo de $67,9^\circ$ em todas as transferências (sem e com a FES), com medianas muito parecidas de $56,5^\circ$ e $54,9^\circ$ respectivamente calculadas nas amostras de participantes e suas réplicas durante as transferências realizadas respectivamente sem e com introdução da FES (Figura 17A). A análise da angulação máxima apontou comportamento semelhante (Figura 17B).

No geral, o tempo da fase de elevação e pivô nas transferências variaram de um mínimo de 0,27 a um máximo de 1,63 segundos, sendo esse valor máximo era um *outlier*, conforme indicado na figura 18A. O intervalo de confiança da mediana para as transferências sem e com eletroestimulação revelaram que a fase de elevação e pivô possuíam limites inferior de 0,45 segundos e superior de 0,64 segundos que não foi significativamente alterado pela aplicação da eletroestimulação (mínimo de 0,51 e máximo de 0,72 segundos), embora a variação da duração da fase de elevação e pivô tenha diminuído de um coeficiente de variação de 45,7% para 25,1% quando a transferência foi assistida pela eletroestimulação.

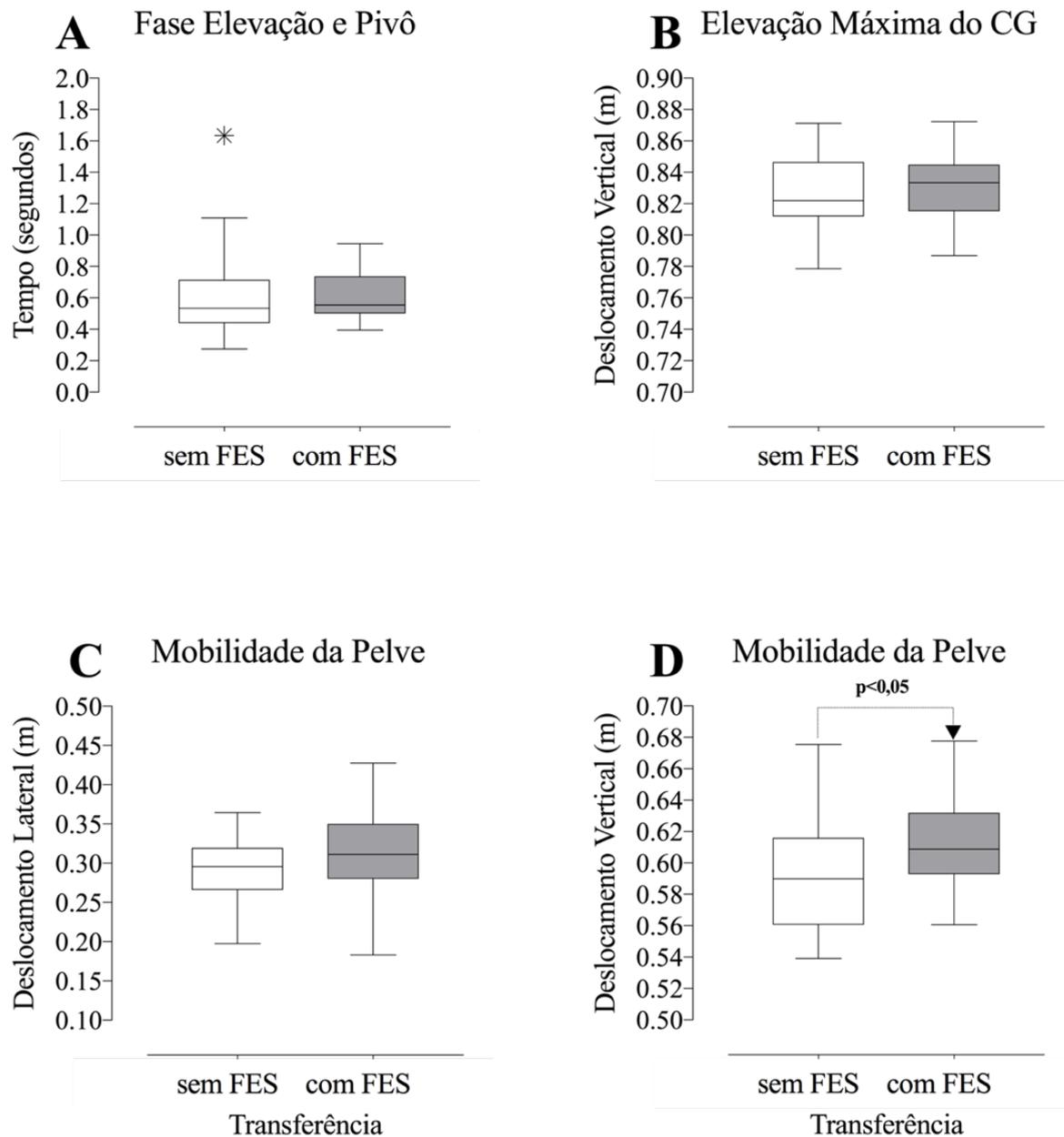


Figura 18. *Box-plots* para os parâmetros temporais e espaciais: tempo de duração da fase de elevação e pivô (A), elevação vertical máxima do centro de gravidade (B), deslocamento lateral (C) e vertical (D) da pelve na fase de elevação e pivô da transferência sem (branco) e com (cinza) aplicação da eletroestimulação funcional (FES). O teste Mann-Whitney detectou diferença significativa ($p < 0,05$) somente para o deslocamento vertical da pelve quando introduzida a eletroestimulação. A diferença foi indicada por uma seta. O asterisco indicou um valor *outlier*. Sigla: CG: centro de gravidade; m: metros; FES: *Functional Electrical Stimulation*.

Ao analisar a elevação máxima alcançada pelo centro de gravidade (CG, Figura 18B), observamos quase a mesma variação para as transferências sem e com inclusão da FES, uma variação de 0,78 a 0,87 metros em ambas condições de transferência, com um aumento insignificante da mediana de 1 cm no conjunto de tentativas em que foi aplicada a eletroestimulação.

No deslocamento lateral da pelve (Figura 18C) também não foi detectada diferença significativa. Embora aparentemente, devido a escala reduzida (0,10 a 0,50 metros), tenhamos a impressão de uma maior variação com a introdução da FES, o coeficiente de variação obtido na transferência sem eletroestimulação (14,03%) não modificou muito com a inclusão da FES (17,97%).

Diferentemente, a elevação vertical do quadril foi significativamente aumentada na transferência assistida por eletroestimulação. Observamos então um aumento de 3,2%, que corresponde a cerca de 2 centímetros nessa elevação (Figura 18D).

5.5. Influências da eletroestimulação considerando o sentido da transferência

Em uma segunda análise, subdividimos os valores obtidos pelo sentido da transferência analisando agora dois fatores: a eletroestimulação (sem e com FES) e o sentido da transferência (para direita ou para a esquerda). Retomando o pressuposto definido na caracterização da amostra (uma amostra predominantemente formada de participantes em que a transferência para a direita é a preferida e reflete uma transferência com maior facilidade), observamos uma tendência da eletroestimulação promover mais modificações dos parâmetros analisados para transferências no sentido contrário ao de preferência dos participantes.

Nessa segunda análise, pudemos observar que a intensidade média da componente vertical e o pico dessa componente não apresentou diferenças significativas decorrentes da assistência advinda da eletroestimulação em nenhum dos sentidos (Figura 19A e B), muito embora uma tendência ($0,10 > p > 0,05$) a aumentar a intensidade foi detectada quando a transferência era realizada no sentido do lado menos preferido (talvez o sentido de maior dificuldade de transferência). A intensidade da componente vertical da força registrada na plataforma sob os MMII aumentou 1,3 vez quando se introduziu a eletroestimulação na transferência para a esquerda. Esse aumento foi da ordem de 1,4 vezes quando consideramos o pico de força registrado na plataforma nas mesmas condições.

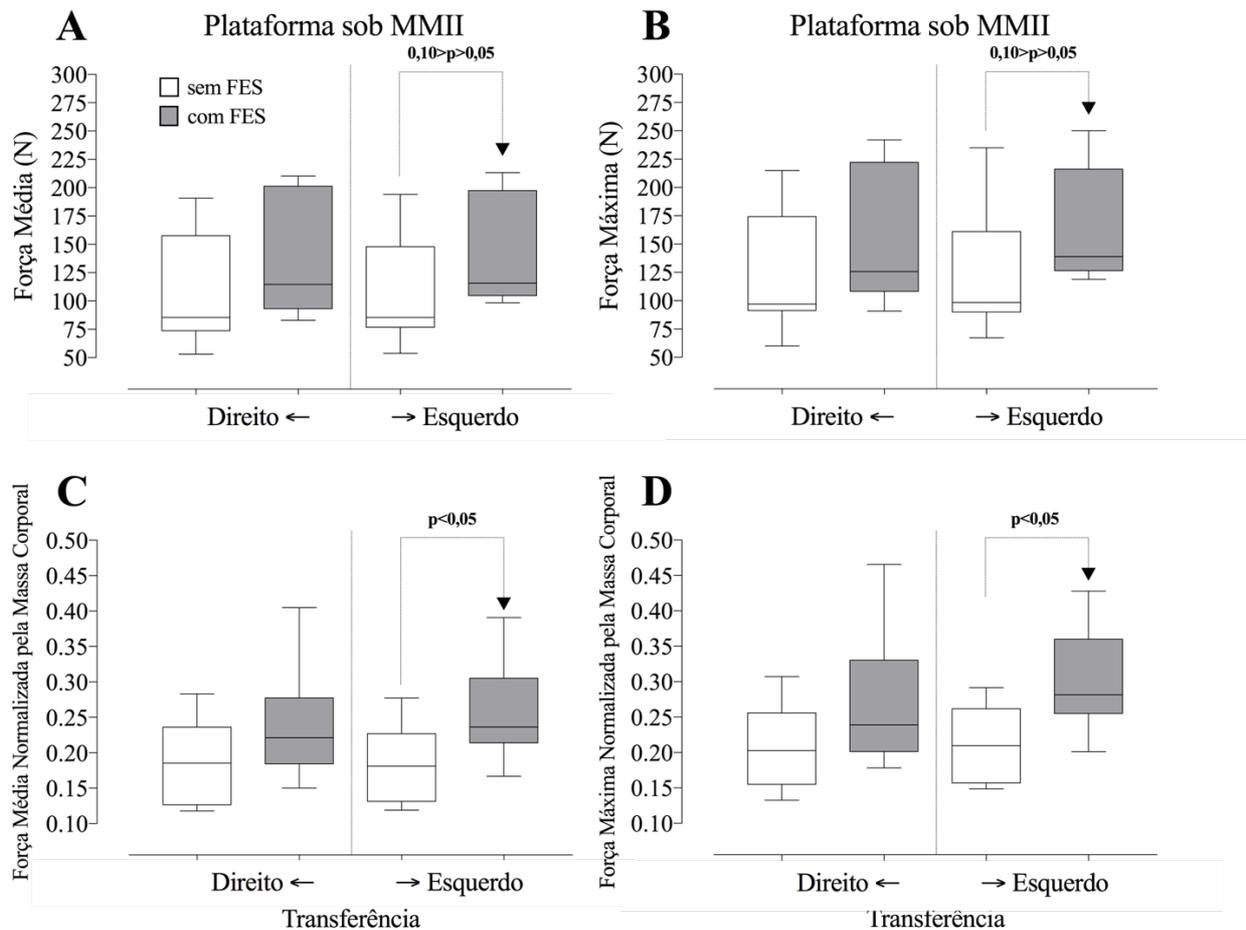


Figura 19. Box-plots da análise da influência da transferência sem (branco) e com (cinza) eletroestimulação (FES), durante transferências para a direita e para a esquerda para a intensidade média (A) e pico de força (B) da componente vertical absoluta e normalizada na plataforma sob os MMII (C e D). O teste de comparações múltiplas de Dunn, subsequente ao teste Kruskal-Wallis revelou tendências ($0,10 > p > 0,05$) e diferenças significativas ($p < 0,05$) indicadas nos gráficos por setas. Siglas: MMII: membros inferiores; N: Newtons; FES: *Functional Electrical Stimulation*.

Ao normalizarmos a intensidade da componente vertical da força registrada na plataforma sob os MMII pela massa corporal dos participantes, pudemos verificar que a tendência se confirmou em diferença significativa, visto que o teste estatístico passou a detectar um $p < 0,05$ nas mesmas condições descritas para a força não normalizada, confirmando que a assistência dada pela eletroestimulação no sentido para a esquerda provocou um ganho efetivo de 30,4% na intensidade média da componente registrada na plataforma, acompanhado de 42,2% de ganho no pico de força (Figuras 19C e D).

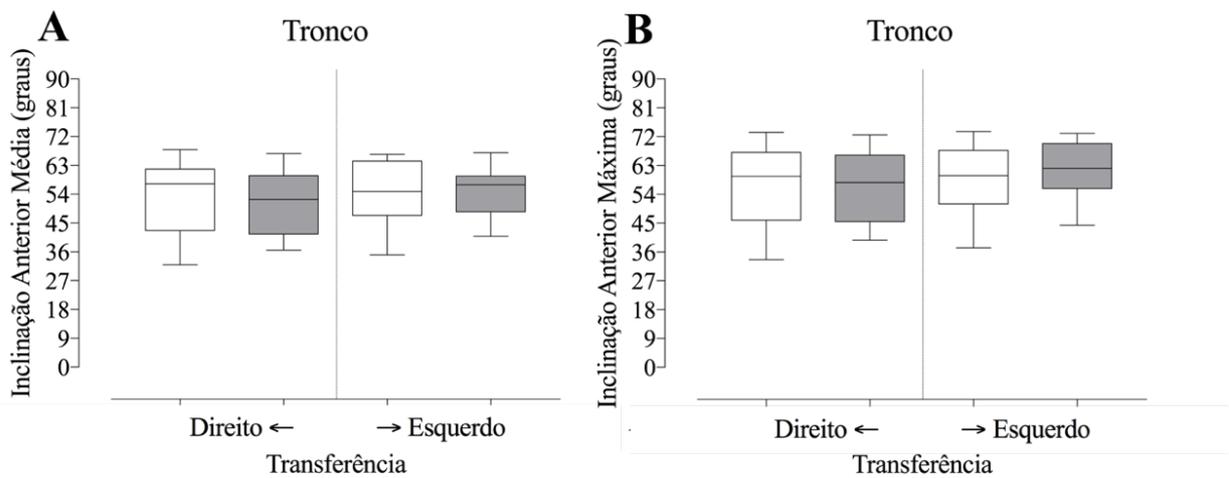


Figura 20. *Box-plots* da análise da influência da transferência sem (branco) e com (cinza) eletroestimulação (FES), durante transferências para a direita e para a esquerda para a inclinação anterior do tronco medida pela média das angulações (A) e pela angulação máxima (B). Nenhuma diferença significativa ($p < 0,05$) foi detectada pelo teste Kruskal-Wallis.

A redistribuição com aumento significativo da intensidade média e do pico máximo da componente vertical da força registrada na plataforma sob os MMII não foi acompanhada de modificações cinemáticas significativas, conforme podemos observar pela análise cinemática da inclinação anterior do tronco (Figura 20A e B) e pelos parâmetros temporais e espaciais da fase de elevação e pivô durante a transferência (Figura 21 de A a D). A angulação média do tronco oscilou anteriormente de no mínimo $40,8^\circ$ a no máximo $66,9^\circ$ nas transferências para a esquerda assistidas por eletroestimulação, o que não promoveu uma modificação significativa da mediana em comparação com as demais condições de transferência que registraram uma mediana em torno de 55° de inclinação anterior de tronco durante a fase de elevação e pivô.

Diferenças significativa também não foram detectadas para os parâmetros temporais e espaciais da fase de elevação e pivô influenciadas pelo sentido da transferência. Entretanto, foi possível observar que a fonte de variação do tempo de duração dessa fase foi decorrente das transferências sem FES realizadas no sentido para a esquerda (Figura 21A), onde identificamos um coeficiente de variação de 57,39% e onde estava presente o valor *outlier* já descrito na primeira análise.

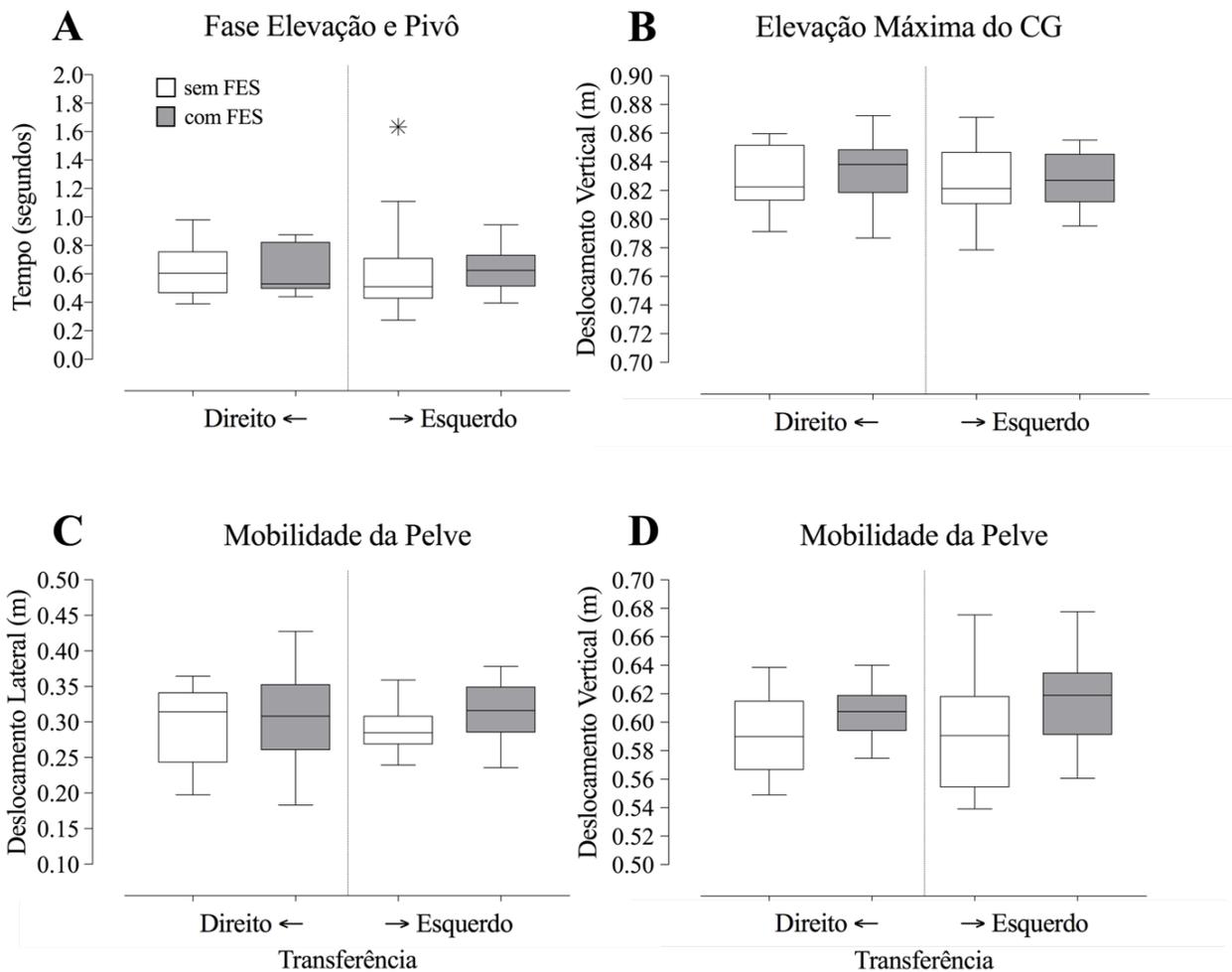


Figura 21. *Box-plots* para os parâmetros temporais e espaciais: tempo de duração da fase de elevação e pivô (A), elevação vertical máxima do centro de gravidade (B), deslocamento lateral (C) e vertical (D) da pelve na fase de elevação e pivô da transferência sem (branco) e com (cinza) aplicação da eletroestimulação funcional (FES) e separados pelo sentido da transferência. O teste Kruskal-Wallis não detectou diferença significativa ($p < 0,05$). O asterisco indicou um valor *outlier*. Siglas: CG: centro de gravidade; m: metros; FES: *Functional Electrical Stimulation*.

5.6. Efeitos adversos

Durante todas as fases do ensaio clínico, nenhum efeito adverso foi observado. Mesmo no acompanhamento que foi feito 24 horas decorrentes do final da captura de dados e 7 dias depois da checagem de 24 horas, nenhum efeito adverso foi constatado.

6. DISCUSSÃO

A proposta desta seção foi discutir os resultados seguindo a ordem em que eles foram apresentados: a variabilidade da amostra, as modificações no ambiente experimental, as variáveis cinéticas e cinemáticas tanto individuais quanto de toda a amostra, parâmetros temporais da amostra, todos em análise comparativa que evidenciasse possíveis influências da assistência dada pela eletroestimulação considerando ou não o sentido da transferência, com uma consideração final sobre os efeitos adversos.

Este estudo, por meio de um delineamento de ensaio clínico não-convencional, dada a sua característica não-randomizado e aplicado em formato de série de casos, provou o conceito de que a eletroestimulação poderia auxiliar a transferência pivô sentado de uma amostra de pessoas com paraplegia que variou entre paraplegia alta e baixa e com diferentes respostas de contração do músculo abdominal. Apesar de faixa etária que os categoriza como adultos, nossa amostra possuía casos de pessoas com diferentes idades e tempo de permanência na condição de lesão medular, que por um lado poderia ser uma limitação do estudo, por outro, pôde nos proporcionar um melhor delineamento de que diferentes níveis de paraplegia poderão se beneficiar com a FES automatizada e controlada no contexto da transferência estudada.

Além disso, tal diversidade possibilitou também identificar diferentes estratégias de transferência pivô sentado, pouco exploradas na literatura científica e citadas nos artigos de Koontz et al. (2011) e Kankipati et al. (2015) (1,27) que relatam três tipos principais de estratégias de TPS, caracterizadas por diferentes posicionamentos de tronco e membros superiores. Como citado anteriormente no referencial teórico dessa dissertação, o tipo de transferência que mais é explorado pela literatura foi a de sentado para em pé, mas a transferência mais realizada pela população com lesão medular com ausência de contração muscular voluntária de membros inferiores com impacto na funcionalidade diária deste indivíduo é a TPS, que tem sido mais explorada em simulações e modelos pela literatura nos últimos anos e ainda carece de evidências experimentais (2,28,65). São raros os estudos sobre a influência da EENM durante as transferências e, dentro do que levantamos na literatura científica, estas são as primeiras evidências em ensaio clínico sobre o uso da FES para a TPS em uma amostra serial.

Mesmo tendo notado uma certa heterogeneidade pelos fatores supracitados em nossa discussão preliminar da amostra, todos os participantes eram desprovidos de sensibilidade e contração muscular voluntária abaixo do nível de lesão, o que, do nosso ponto de vista, deixou a amostra mais

homogênea em termos de efeitos da eletroestimulação no grupamento muscular quadríceps (65). Outro fator homogeneizante era que a amostra não apresentava espasticidade que pudesse prejudicar a transferência, também não se queixando de dor e/ou lesões em MMSS que pudessem, além de prejudicar a avaliação, trazer piora do quadro como um possível efeito adverso. No mais, todos os participantes executavam transferências conforme descrito por Gagnon et al (2009) em seu estudo de revisão e descrita nos métodos (2).

Somado a isso, toda amostra apresentava boa independência para atividades cotidianas, era independente para transferir da cadeira de rodas para cama e carro, grande parte era ativa e realizava entre 11 a 19 transferências ao longo de um dia, similar a quantidade de transferência relatada anteriormente por Pentland e Twomey (1994) de uma média de 15 transferência (3) e Gagnon et al. (2008) (29) com média de 19 ± 7 TPS/dia. Conforme relatado anteriormente, a população com lesão medular e funcionalmente mais ativa, realiza inúmeras transferências ao longo do dia e como citado no artigo de Pentland e Twomey (1994) as transferências são umas das atividades que mais causam dor em MMSS, desta maneira, recursos de tecnologia assistida que favoreçam a TPS com diminuição da sobrecarga osteomioarticular de MMSS pode ter impacto significativo na redução da incidência de lesões devido ao *oversuse*, ou mesmo naqueles indivíduos que já possuem dor/lesão, permitir melhora funcional no dia-a-dia (2,3,6).

Com relação ao ambiente experimental, optou-se pela mudança da cadeira para o banco com objetivo de garantir maior estabilidade, em seguida foi necessário retirar o apoio das costas e braço para melhor visualização dos marcadores reflexivos e delimitar a altura dos bancos similar a de Koontz e colaboradores (2011) (1,31) que ajustaram a altura do assento do banco à altura similar ao assento da cadeira de rodas. Na configuração de primeira geração as cadeiras tinham angulação entre elas de 20° , como relatado na literatura por Jovic e colaboradores (2012 e 2013) (9,11) e mais próximo do ambiente experimental de Gagnon et al. (2009) de 25° e de Koontz et al. (2011) de 30° (1,2,31), mas observamos que tal angulação poderia gerar uma distância que dificultaria a transferência para alguns indivíduos com paraplegia alta. Assim, escolhemos angulação de 15° entre os bancos para a configuração de segunda e terceira geração que favoreceu a transferência tanto de paraplégicos altos quanto os baixos com maior segurança, pois esta angulação entre a cadeira de rodas e a cama, por exemplo, pode ser facilmente ajustada na rotina do indivíduo, uma vez que não saberíamos como seria a resposta da transferência com o uso de FES para toda a amostra.

Nossa opção para a configuração de terceira geração foi a inclusão das barras paralelas para apoio das mãos sobre uma superfície limitada, mas não foi dada recomendação de qual seria o

posicionamento mais adequado nesta superfície, mesma consideração orientada por Desroches e colaboradores (2013) (65) no ambiente experimental, exceto pela nossa orientação de somente descarregar peso no MS quando tivesse intenção de acionar a FES. Mas a delimitação do posicionamento da mão nas barras paralelas pode trazer algumas limitações que serão descritas mais a diante.

Alguns estudos utilizaram a EENM para contração de mais de um grupo muscular para favorecer a transferência (32,54,55), mas geralmente esses estudos utilizam sistemas de EENM implantados que favorece o acionamento de diversos grupos musculares de maneira facilitada. Em nosso estudo, optamos pela menor quantidade de músculos recrutados pela FES, seguindo a mesma linha do nosso estudo anterior (56), com objetivo de facilitar a ativação do sistema com a menor quantidade de canais de EENM possíveis e além disso, no futuro, menos equipamento ou maior facilidade para colocar/retirar, poderá favorecer que o sujeito utilize o dispositivo de tecnologia assistiva com maior frequência no seu contexto com menor chance de abandono do recurso.

O grau de contração muscular do quadríceps almejado para a TPS e desencadeado pela intensidade de corrente elétrica utilizada variou entre cada um dos indivíduos. Apesar do nosso ensaio piloto sugerir grau 4- de força no MMT para favorecer a TPS, tinha-se encontrando que o grau 3 de força no MMT para aquele sujeito poderia auxiliar parcialmente na transferência e não testou-se o grau 3- (56). Ao longo do ensaio clínico percebemos que seria importante o ajuste individual da força, pois cada sujeito tem uma característica específica, como força de abdômen, equilíbrio de tronco, altura, envergadura, a própria experiência corporal após lesão medular e vivencia prévia do uso de EENM. Notamos que um fator bastante importante era a segurança do indivíduo de que a EENM iria funcionar adequadamente: quanto mais seguro ele estava, mais conseguia transferir o peso para os MMII e mais utilizava da FES na fase de elevação e pivô, o que possivelmente pode ter ocorrido com o sujeito P1, que já utilizava EENM no seu contexto e no momento pré-ensaio optou por um grau menor de contração muscular (diminuição na intensidade da EENM).

Em contrapartida, quanto maior a intensidade de corrente, maior a contração muscular desencadeada e maior a elevação do quadril sobre o assento. Nesse contexto, se o sujeito não apresentasse um bom equilíbrio de tronco, poderia desestabilizar e esta pode ser uma hipótese do porquê o P4 escolheu um menor grau de contração muscular, pois ele não tinha vivencia com esporte e não apresentava força em abdômen, podendo prejudicar seu equilíbrio de tronco. Outra hipótese seria que o menor peso do sujeito já seria sustentado por um grau contração muscular menor e por

esse motivo o sujeito P4, que apresenta baixo peso, pode ter escolhido um grau de força menor quando comparado a toda a amostra.

Com o objetivo de analisar somente as tentativas que o sujeito realmente realizou a TPS, foram importantes a graduação e a exclusão daquelas em que não houve de fato a transferência. Nota-se que o indivíduo P5, um paraplégico com nível neurológico T4 conseguiu realizar todas as transferências com FES mas apresentou dificuldade para duas tentativas sem FES. Ela é a pessoa com menor estatura e envergadura da amostra e devido a padronização do apoio das mãos na distância fixa das barras paralelas, poderia ter experimentado maior dificuldade na transferência quando não utilizou a EENM, arrastando mais o quadril na fase central da transferência. Todos os resultados discutidos nesta dissertação foram somente da fase elevação e pivô, pois é a fase que, no modelo configurado, a EENM poderia acarretar benefícios para a amostra de paraplégicos.

Na avaliação cinética, a componente vertical da força progrediu do banco inicial, para os pés e em seguida para o banco final, o que já era esperado caso a TPS tivesse transcorrido de maneira correta e aproveitando a tensão gerada pela contração do quadríceps, conforme relatado por Lopes et al. (56) e Gagnon et al. (66).

Quando se observa a média da componente vertical da força de cada sujeito ao longo das tentativas, nota-se que os paraplégicos altos (P1 e P4) tem uma tendência maior a descarregar mais peso nos MMII com o uso da FES, conforme observado com o aumento da força normalizada na plataforma sob os pés. O indivíduo P5, apesar de ser um paraplégico alto, demonstrou maior dificuldade na transferência (pois foram excluídas duas tentativas), por isso apresentou uma variabilidade maior de resultados com grande desvio padrão (Figura 14), mas que pode ter ocorrido devido a padronização dos MMSS e a dificuldade com sua pequena envergadura, como citada nos parágrafos anteriores. Essa observação é interessante, pois parece que os indivíduos com paraplegia alta (menos músculos de tronco com contração muscular voluntária preservada e conseqüentemente certa dificuldade de equilíbrio sentado) poderiam se beneficiar mais da FES em quadríceps durante a TPS.

Uma outra consideração interessante é que P1 e P4 possuem mais tempo de lesão medular que o restante da amostra (14 anos e 22 anos respectivamente), levantando a questão: Será que por apresentarem mais tempo de lesão, sentem-se mais confiantes na TPS e conseguem descarregar mais peso nos MMII e também foi por isso que escolheram menor grau de força para quadríceps? Uma outra hipótese é que P1 e P4 escolheram o menor grau de contração muscular em quadríceps para a

realização da TPS. Seria a escolha pelo menor grau de contração muscular o fato de permitir maior flexão de tronco com melhor acomodação da descarga de peso nos MMII?

Somado a isso ainda tem o fato de que P1 utilizava constantemente EENM na sua rotina diária (4h/semana), assim mais confiante de que ele poderá transferir seu peso para os MMII e permanecer seguro que o estímulo elétrico realmente desencadeará a contração muscular necessária em quadríceps para proporcionar estabilidade na transferência. Essas são algumas das hipóteses iniciais questionadas pela equipe e que poderão ser melhor investigadas em ensaios clínicos futuros.

O aumento da média e do pico de força da componente vertical normalizadas ou não na plataforma sob os pés durante a fase elevação e pivô nas tentativas com FES para a análise de toda a amostra nos permite associar que de maneira indireta houve diminuição de força em MMSS. Estes dados confirmam o que foi observado no modelo computacional desenvolvido por Jovic et al. (2012 e 2013) (9,11), quando propuseram a hipótese de que a EENM em quadríceps durante a transferência pivô sentado poderia diminuir o apoio dos MMSS. A diferença entre os dois modelos é que no modelo proposto por Jovic et al. também incluía EENM do bíceps femoral.

Além disso, Lopes e colaboradores (2016) tinham verificado indícios que o FES em transferência com eletroestimulação específica do quadríceps poderia diminuir a sobrecarga imposta nos MMSS. Contudo, tal evidência era de apenas um sujeito com paraplegia baixa (56). Com a análise atual é possível verificar que os paraplégicos, principalmente aqueles com lesão alta, podem se beneficiar mais com o FES em quadríceps e além disso é possível evidenciar que apenas a EENM do quadríceps desencadeou o desfecho que esperávamos, não sendo necessário complementação da EENM para outros grupos musculares.

Vale ressaltar que são poucos os estudos que consideram a influência dos MMII durante a TPS (2). A literatura aponta que o apoio dos pés geralmente compõem 25% do peso do corporal do indivíduo durante a fase elevação e pivô (66,67). Na nossa amostra verificamos um ganho de aproximadamente 30% na força máxima normalizada nos MMII com uso da FES que foi tanto estatisticamente como clinicamente significativo. Esta mesma diferença de porcentagem foi encontrada por nós (56) anteriormente (22% sem FES para 29% com FES), sendo possível dizer que o FES aumenta significativamente a descarga de peso nos MMII durante a fase elevação e pivô da TPS.

Observou-se aumento no deslocamento vertical da pelve nas tentativas de TPS com FES, que foi a principal variável do estudo que poderia evidenciar a modificação no movimento causada pela influência da EENM em quadríceps. Assim, verifica-se que a ação da EENM no quadríceps, que

contraí em cadeira cinética fechada (com os pés firmemente apoiados no solo), eleva mais a pelve em 2 centímetros durante a fase de elevação e pivô com FES (sem modificar a angulação do tronco) e, possibilita maior descarga de peso em MMII, evidenciada também pelo aumento da força na plataforma sob os MMII. Pensando neste sentido, este seria o maior benefício do FES em quadríceps para paraplégicos altos e tetraplégicos baixos, população que apresenta maior dificuldade de elevação de quadril durante a fase elevação e pivô. Não encontramos referências na literatura para comparação destes valores.

Não foi observado em nossos resultados uma diferença na elevação vertical máxima do centro de gravidade e no deslocamento lateral da pelve. Apesar de encontrarmos diferença estatisticamente significativa com relação à elevação vertical máxima da pelve, não encontramos diferença na elevação vertical máxima do centro de gravidade. Essa diferença pode não ter sido encontrada, pois para cálculo do centro de gravidade inclui-se todo o modelo biomecânico criado por meio dos marcadores reflexivos, incluindo cabeça, tronco, pelve e MMSS, assim, poderia existir diferença caso fosse encontradas alterações nas diferentes partes do corpo, mas devido ao nosso posicionamento com MMSS delimitados, essas alterações podem não ter sido significativas para o conjunto dos MMSS e cabeça.

Já no deslocamento lateral da pelve, Desroches et al. (2013) (30) tinham relatado que a estratégia de TPS com aumento da flexão de tronco desencadearia um maior deslocamento lateral da pelve, que poderia estar relacionada a estratégia do sujeito P1 e P4, mas como não realizamos tal análise individualmente, não foi possível confirmar tais considerações. Além disso, em nosso ambiente experimental existia restrição do tamanho do banco e a limitação lateral pelo apoio das mãos nas barras paralelas, dificultando qualquer alteração do deslocamento lateral da pelve, acrescido ao fato de que com o aumento da elevação vertical da pelve, existiria uma dificuldade em aumentar também o deslocamento lateral.

Na avaliação cinemática do deslocamento angular do tronco, não se observou alteração significativa entre as tentativas com e sem FES entre o mesmo indivíduo e também entre todos os indivíduos. Possivelmente isso aconteceu devido à proposta da configuração do apoio das mãos nas barras paralelas, que limita a excursão do tronco e não permite variações de ajustes posturais significativos entre as tentativas com e sem FES. Mas ao mesmo tempo, nota-se que cada indivíduo manteve a mesma angulação de inclinação anterior de tronco entre as tentativas sem e com FES, com P1 e P4 apresentando maior inclinação anterior de tronco e P3 menor inclinação, que se deve a possíveis diferentes estratégias empregadas para transferir-se.

Levando em consideração a análise individual da análise cinemática de tronco, a literatura fala em diferentes tipos de estratégias de TPS. Desroches et al. (2013) (30) em um estudo com 32 sujeitos com diversos níveis de LM (desde C7 até L3) verificaram que a estratégia de TPS realizada com acentuado aumento da flexão de tronco na fase de elevação e pivô de aproximadamente 71° (que recruta mais músculos como peitoral maior e deltóide anterior) é mais parecida com a estratégia utilizada pelos participantes P1 e P4, paraplégicos altos, que é uma estratégia dinamicamente mais estável devido ao aumento da base de suporte quando comparada a estratégia de TPS com o tronco mais ereto e com aproximadamente 47° de flexão, mais parecida com P3, paraplégico baixo (que possivelmente recruta mais grande dorsal e tríceps braquial e também favorece o pinçamento do ombro devido a força vertical aplicada do úmero na articulação glenoumeral). Ademais, a maior flexão de tronco proporciona aumento do deslocamento lateral da pelve, conforme já citado. Esses achados estão de acordo com a proposta Koontz et al. (2011) (1) e Kankipati et al. (2015) (27) que categorizam a TPS em três tipos: cabeça-quadril com braço estendido (flexão de tronco $51.48 \pm 14.41^\circ$), cabeça-quadril com braço próximo ($48.74 \pm 12.85^\circ$) e tronco reto com braço estendido ($35.48 \pm 13.57^\circ$).

O mesmo grupo de pesquisa de Desroches et al. (2013) (65) com uma amostra de 26 participantes com LM verificaram que paraplégicos altos (como P1, P4, P5) tem maior flexão de tronco quando comparada a paraplégicos baixos, com uma diferença de aproximadamente 12° , que representou 30% de aumento na fase elevação e pivô ($41,60^\circ$ alto e $52,73^\circ$ baixos relativos ao quadril e não laboratório), com conseqüente aumento da flexão de cotovelo e extensão de punho, o que os fizeram propor duas hipóteses: 1) que a tentativa de aumentar a rigidez da coluna seria razão para otimizar a capacidade de geração de força dos músculos tóraco-umerais e 2) que abaixar o seu centro de massa, poderia facilitar a retirada do quadril e aumentar a estabilidade durante a transferência em pivô.

Na comparação da análise cinemática de tronco de toda a amostra não se observou mudança significativa nem do ponto de vista estatístico e nem clínico da flexão de tronco sem e com FES, muito provavelmente porque uma modificação de aproximadamente $1,5^\circ$ não acarreta mudança na qualidade da transferência. Em nossa amostra, encontramos inclinação máxima média de $59,97^\circ$ sem FES, exatamente a mesma angulação encontrada por Desroches et al. (2013) (30) e inclinação máxima média de $61,02^\circ$ com FES na fase elevação e pivô. Já Tanimoto et al. (2008) (67) em uma amostra com 11 indivíduos com LM identificaram que a flexão do tronco variou entre 32° e 52° no

momento da retirada do quadril e sugere que possa existir aumento da flexão de tronco na fase elevação e pivô, que poderia deixar a angulação mais próxima de nossa amostra.

Finley et al. (2005) (68) relataram um pico de flexão de tronco maior em 13 pessoas com LM sem pinçamento no ombro ($63,1^\circ$), quando comparado a dez pessoas com LM com pinçamento em ombro ($55,8^\circ$), sugerindo que pessoas com alterações em ombro reduzem a geração deste momento flexor no início da fase elevação e pivô. Kim et al. (2015) (69) verificaram um pico de flexão de tronco de 53° quando a mão posicionada a 50 cm do solo e de 75° quando a mão posicionada a 40 cm do solo.

Gagnon et al. (2008) (29), em uma amostra com dez sujeitos com LM, relataram que um pouco antes da retirada do quadril, acontece um aumento da velocidade angular (de $50^\circ/s$ para $56^\circ/s$) e um aumento da flexão de tronco (de 68° para 71°) para geração de um momento para a saída para fase elevação e pivô que, em parte, acontece devido ao efeito de inércia da massa da cabeça e do tronco (esqueleto axial) e afirmam que a velocidade angular de flexão pode favorecer o momento da retirada do quadril do assento que, caso exista acentuado aumento da velocidade, pode acarretar em instabilidades posturais. No nosso estudo não tivemos como objetivo calcular a velocidade angular, mas o posicionamento dos MMSS com as mãos apoiadas nas barras paralelas poderia ter prejudicado a modificação dessa estratégia, já que limita a excursão do tronco.

Com relação ao parâmetro temporal, não se observou mudança de tempo de duração na fase de elevação e pivô sem e com uso da FES em quadríceps. Lopes et al. (2016) (56) já haviam observado que o FES não altera o tempo total de duração da TPS, que pode ser um ponto a favor da tecnologia, pois se o sistema prolongasse o tempo total da transferência, poderia gerar abandono do recurso de tecnologia assistiva por parte do usuário no uso diário. Gagnon et al. (2008) (29), em sua amostra com dez homens com LM (T4 a T11), não encontraram diferença de tempo de duração da fase de elevação e pivô quando o sujeito transferiu-se da superfície inicial e final de mesma altura (50cm), ou para uma superfície final 10 centímetros mais alta (60cm) ou mais baixa (40cm). Isso mostra que essas variações de ambiente não modificam a duração da fase TPS, que acontece muito rapidamente, corroborando com os nossos achados.

O tempo de ativação da EENM de um segundo foi escolhido para todos os participantes, mas sabe-se que nem todos os indivíduos realizam a mesma estratégia de TPS e não possuem o mesmo tempo de duração, conforme citado por Gagnon et al. (2009), Koontz et al. (2001) e Kankipati et al. (2015) (2,27,31). Esse aspecto poderá ser melhor aprimorado em futuros estudos.

O tempo de duração na fase de elevação e pivô sem e com uso da FES encontrado nesta amostra foi de aproximadamente 0,5 segundo que é menor do que o encontrado de um segundo na literatura por Gagnon e colaboradores (2008) (de 1 a 1,3s) (29) e encontrado por Lopes et al. (2016) anteriormente (sem FES de 0,98s a 1,1s e com FES de 0,98s a 1,34s) (56). A diferença possivelmente ocorreu pela agilidade na sincronização automática da EENM quando comparado ao ambiente experimental de primeira geração e o posicionamento do participante pré-estabelecido com o apoio das mãos nas barras laterais que pode ter encurtado a fase de elevação e pivô, mas um fator importante foi que esta mudança aconteceu tanto na TPS sem e com FES, não influenciando nos resultados com a EENM. Uma hipótese interessante do nosso artigo anterior (56) foi que um grau maior de contração muscular no MMT desencadeado com EENM, poderia diminuir a fase elevação e pivô e, conseqüentemente, gerar menor tempo de sobrecarga em MMSS. Não foi nossa proposta observar isso nesse estudo, mas observamos a diminuição do coeficiente de variação com o FES.

Na análise comparativa do fator duplo: entre os lados direito e esquerdo durante a TPS, sem e com FES, verificou-se que a FES em quadríceps auxiliou principalmente a transferência para o lado esquerdo evidenciado pelo aumento da força média e máxima na plataforma sob os pés. Mas dentro dos parâmetros cinemáticos avaliados, não conseguimos demonstrar uma justificativa para tal evidencia. Todos os participantes possuíam preferência manual direita e somente um indivíduo possui preferência para transferir à esquerda, assim pode ser que os sujeitos organizem o ambiente do dia a dia priorizando a TPS para o lado mais fácil, isto é, direito e, desta maneira, a TPS para o lado esquerdo passa a ser um pouco mais desafiadora ou realizada com menor frequência, e conseqüentemente o FES auxilio mais neste desempenho.

A literatura pouco compara o desempenho entre os lados da TPS e a maior parte dos ambientes experimentais para avaliação da TPS pré estabelece amostra com preferência manual direita e único lado da avaliação da TPS é o direito, assim foram encontradas poucas evidencias diretas desta comparação e não existe um consenso na literatura sobre qual MS recebe maior carga (2). Gagnon et al. (2009) (70) relatam que grande parte dos indivíduos possuem preferência de lado para transferir, mas nem sempre essa preferência pode ser acomodada no dia a dia. Na amostra de 14 participantes do seu estudo, a maioria tinha preferência manual direita (12/14) e destes, metade (7/14) utilizaram a mão preferida como mão de apoio (*trailing hand*), no banco inicial e eles demonstraram que não existe demanda muscular diferente em MMSS para a transferência entre o lado preferido e não preferido.

Existem dois outros estudos que tinham como objetivo primário avaliação da TPS com diferentes alturas de assento final e trazem alguns indícios sobre este assunto: Forslund et al. (2007) (71) no estudo com 13 indivíduos com LM encontraram que a mão de apoio (ou *trailing hand*) que é a mão que permanece na superfície inicial é a que recebe a maior pico de força vertical (com diferença média de 7,5% para homens e 4% para mulheres) e Gagnon et al. (2008) (66) com uma amostra de 12 indivíduos com LM encontraram que na fase elevação e pivô houve aumento de peso corporal em 5% na mão de apoio.

Assim, Gagnon et al. (2009) (2) no estudo de revisão sobre a TPS sugere que deveria ser utilizado como mão de apoio o MS mais forte ou o MS com ausência de dor ou lesão (se for o caso) e confronta os dados de anos antes do *guideline* sobre preservação dos membros superiores após LM (2005) em que a orientação era da importância da variação do MS utilizado como de apoio. Pensando neste sentido, o FES auxiliou mais a transferência para o lado não preferido, auxiliando mais na diminuição de carga osteomioarticular no MS direito, mão preferida, que geralmente é o membro mais utilizado no dia a dia e que pode sofrer mais com o *overuse*.

Por fim, não observamos efeito adverso nem inesperado e nem grave em nenhuma das etapas deste estudo e acompanhamento até sete dias após a última avaliação. Os critérios de inclusão e exclusão nos permitiram um controle mais rigoroso da amostra e das variáveis que poderiam predispor o participante a qualquer tipo de incidente, assegurando todas as medidas de proteção, como citado no “Manual Para Notificação de Eventos Adversos e Monitoramento de Segurança em Ensaio Clínico” e no “Manual Para Notificação de Evento Adversos e Monitoramento de Segurança em Ensaio Clínicos Envolvendo Dispositivos Médicos em Investigação”, ambos publicados pela ANVISA em 2016 (72,73) que, apesar de não termos desenvolvido nenhum tipo de equipamento ou testado nenhuma droga, pode ser extrapolado os cuidados para com os participantes do estudo em questão.

6.1. Limitações do estudo e perspectivas futuras

O estudo atual possui algumas limitações. Para aumentar a validade interna do estudo foi necessário um maior controle das condições para garantir que a hipótese do estudo foi testada de forma reprodutível, com a construção de um ambiente experimental e o posicionamento do sujeito padronizado para verificar a influência da ativação do quadríceps através da EENM na TPS, embora este posicionamento não seja a realidade da maior parte dos sujeitos no contexto de vida e diversos

elementos podem variar, como altura assento-solo da cadeira de rodas, largura do assento e posicionamento dos MMSS e MMII (considerar também tipo de estrutura de cadeira de rodas), estratégia utilizada para a TPS e de maneira mais significativa, a altura e envergadura do indivíduo.

Também para aumentar a validade interna do estudo foram necessários diversos critérios de inclusão e exclusão que geraram uma certa dificuldade em selecionar indivíduos para a amostra, apesar da grande disponibilidade de pacientes no SARA, principalmente pelo critério de não apresentar dor e lesão em MMSS há seis meses, por isso não se optou por padronização do IMC de uma faixa etária específica. Foi importante uma amostra mais selecionada para evitar efeitos adversos como dores em MMSS ou fratura em MMII, mas mesmo assim é possível com esta amostra com alguns sujeitos paraplégicos altos e outros baixos, uma certa generalização dos resultados.

Além disso, optou-se por selecionar apenas sujeitos que respondiam de imediato à EENM de quadríceps bilateral e não se permitiu o treinamento prévio com o uso do recurso batizado por nós como *FES-transfer* antes das capturas. Mas sabe-se que o treinamento com este tipo de dispositivo pode levar ao aprimoramento da habilidade, como melhora do equilíbrio e maior segurança, o que poderia trazer maior efeito da descarga de peso em MMII na TPS. Este poderá ser um objetivo para um estudo futuro.

Utilizou-se um segundo de corrente elétrica durante a fase elevação e pivô para todos dos sujeitos, pois neste momento a equipe não tinha como proposta o ajuste do tempo de corrente de acordo com a duração da fase de elevação e pivô de cada indivíduo. Para isso, seria necessário um incremento no sistema e testes iniciais mais controlados para correção para cada indivíduo no momento da captura. Este também poderá ser um ajuste para um futuro delineamento. No futuro também será importante compreender a influência da EENM no quadríceps segundo o tipo de estratégia de transferência em pivô sentado utilizada pelo indivíduo (32), que não foi possível de ser analisada neste estudo.

Diante dos resultados apresentados neste estudo experimental evidências de que o uso da FES em estratégia envolvendo o quadríceps de indivíduos paraplégicos pode ser incorporado na rotina diária como um recurso tecnológico para favorecer a TPS e possibilitar a diminuição da sobrecarga de MMSS. Entretanto, não sabemos ainda se o uso de FES envolvendo quadríceps poderia auxiliar a TPS de indivíduos tetraplégicos baixos e em indivíduos paraplégicos com dor significativa/lesão em MMSS, desafios futuros. A proposta da equipe é a confecção de uma bermuda adaptada (*wearable*) com eletrodos que poderiam ter sua ativação sincronizada com um acelerômetro no tronco e sensível

a inclinação anterior que indicaria o momento exato da contração muscular de quadríceps para gerar redistribuição da descarga de peso gerada na transferência para os MMII.

7. CONCLUSÃO

O presente estudo provou por meio de evidências em análise cinética e cinemática que o uso da FES em estratégia de ativação do quadríceps femoral de paraplégicos após lesão medular traumática pode diminuir a sobrecarga em MMSS durante a transferência em pivô sentado.

8. REFERÊNCIAS

1. Koontz AM, Kankipati P, Lin YS, Cooper RA, Boninger ML. Upper limb kinetic analysis of three sitting pivot wheelchair transfer techniques. *Clin Biomech.* 2011;26(9):923–9.
2. Gagnon D, Koontz AM, Mulroy SJ, Nawoczenski DA, Butler-Forslund E, Granstrom A, et al. Biomechanics of Sitting Pivot Transfers Among Individuals with a Spinal Cord Injury: A Review of the Current Knowledge. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* [Internet]. 2009;15(2):33–58. Available at: www.thomasland.com
3. Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia.* 1994;32(4):219–24.
4. Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. *J Spinal Cord Med.* 2005;28(5):434–70.
5. You J-S, Kim YL, Lee SM. Effects of a standard transfer exercise program on transfer quality and activities of daily living for transfer-dependent spinal cord injury patients.
6. Barbetta DC, Lopes ACG, Chagas FNMR, Soares PT, Casaro FM, Poletto MF, et al. Predictors of musculoskeletal pain in the upper extremities of individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord.* fevereiro de 2016;54(2):145–9.
7. Bajd T, Munih M. Problems associated with FES-standing in paraplegia. *Technol Heal Care* [Internet]. 1999;7(4):301–8. Available at: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed4&NEWS=N&AN=1999389816>
8. Dimitrijevic MR. Clinical practice of functional electrical stimulation: From “Yesterday” to “Today”. In: *Artificial Organs.* 2008.
9. Jovic J. Towards a functional assistance in transfer and posture of paraplegics using FES: From simulations to experiments. 2012;
10. Jovic J, Azevedo Coste C, Fraisse P, Henkous S, Fattal C. Coordinating Upper and Lower Body during FES-Assisted Transfers in Persons with Spinal Cord Injury in Order to Reduce Arm Support. *Neuromodulation.* 2015;18(8):736–43.
11. Jovic J, Lengagne S, Fraisse P, Azevedo-Coste C. Impact of functional electrical stimulation of lower limbs during sitting pivot transfer motion for paraplegic people. *Int J Adv Robot Syst.* 2013;10.

12. Organização Mundial da Saúde. CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade. Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. 2004.
13. Farias N, Buchalla CM. A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde da Organização Mundial da Saúde: Conceitos, Usos e Perspectivas. *Rev Bras Epidemiol.* 2005;8(2):187–93.
14. Araujo-Barbosa PHF. Modelagem e simulação de informações do estados de saúde codificadas pela Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde: requisitos e subsídios para Sistemas de Informações em Saúde. Brasília, Brasil; 2016.
15. Lianza S. Medicina da Reabilitação. 3a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001.
16. National Spinal Cord Injury Statistical Center. Facts and Figures at a Glance. Birmingham, AL: University of Alabama at Birmingham; 2017.
17. da Paz A, 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. *Paraplegia.* 1992;30(9):636–40.
18. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular. Vol. 2.ed. Brasília, Brasil; 2015.
19. American Spinal Injury Association. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. Revised 20. Chicago;
20. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (Revised 2011). *J Spinal Cord Med.* 2011;34(6):535–46.
21. Janssen TW, Dallmeijer AJ, Veeger DJ van der WL. Normative values and determinants of physical capacity in individuals with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev.* 2002;39(1):29–39.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. Neto FR. Predição da independência funcional baseada na força relativa em homens adultos

- com lesão medular [Tese de Doutorado]. Brasília, Brasil; 2017.
26. Triolo RJ, Bieri C, Uhler J, Kobetic R, Scheiner A, Marsoluis EB. Implanted Functional Neuromuscular Stimulation Systems for Individuals With Cervical Spinal Cord Injuries: Clinical Case Reports. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77:1119–28.
 27. Kankipati P, Boninger ML, Gagnon D, Cooper RA, Koontz AM. Upper limb joint kinetics of three sitting pivot wheelchair transfer techniques in individuals with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* [Internet]. 2015;38(4):485–97. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25130053> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4612204>
 28. Desroches G, Vermette M, Gourdou P, Gagnon D. Development of an automated method to detect sitting pivot transfer phases using biomechanical variables: toward a standardized method. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2012;9(1):7. Available at: <http://www.jneuroengrehab.com/content/9/1/7>
 29. Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng JJ, Gravel D. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clin Biomech*. 2008;
 30. Desroches G, Gagnon D, Nadeau S, Popovic M. Magnitude of forward trunk flexion influences upper limb muscular efforts and dynamic postural stability requirements during sitting pivot transfers in individuals with spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(6):1325–33.
 31. Koontz AM, Lin YS, Kankipati P, Boninger ML, Cooper RA. Development of custom measurement system for biomechanical evaluation of independent wheelchair transfers. *J Rehabil Res Dev*. 2011;48(8):1015–28.
 32. Allison G, Singer K, Arshall R. Muscle activation patterns during transfers in individuals with spinal cord injury. *Aust J Physiother*. 1995;41:169–76.
 33. Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng JJ, Gravel D. Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;
 34. Medeiros FVA, Vieira A, Carregaro RL, Bottaro M, Maffioletti NA, Durigan JLQ. Skinfold thickness affects the isometric knee extension torque evoked by neuromuscular electrical stimulation. *Brazilian J Phys Ther*. 2015;19(6):466–72.
 35. Chester HH, Triolo RJ, Elias AL, Kilgore KL, DiMarco AF, Bogie K, et al. Functional

- Electrical Stimulation and Spinal Cord Injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2014;25(3):631.
36. Guimarães JA, Oliveira L, Fonseca D, Cardoso C, Santos-Couto-Paz D, Padilha A, et al. FES-Cycling in cases of paraplegia: a preliminary report Towards parameters and protocols to recommend FES-Cycling in cases of paraplegia: a preliminary report. *Eur J Transl Myol*. 2016;26(263):209–14.
 37. Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(2):223–34.
 38. Ragnarsson KT. Functional electrical stimulation after spinal cord injury: Current use, therapeutic effects and future directions. Vol. 46, *Spinal Cord*. 2008. p. 255–74.
 39. Popović DB. Advances in functional electrical stimulation (FES). *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014.
 40. da Silva VZM, Durigan JLQ, Arena R, de Noronha M, Gurney B, Cipriano GJ. Current evidence demonstrates similar effects of kilohertz-frequency and low-frequency current on quadriceps evoked torque and discomfort in healthy individuals: a systematic review with meta-analysis. *Physiother Theory Pract* [Internet]. 2015;31(8):533–539 7p. Available at: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=c8h&AN=110482935&lang=es&site=ehost-live>
 41. Marsolais EB, Scheiner AP, Miller MEd PC, Kobetic RM, Jacobs Daly JM. Augmentation of transfers for a quadriplegic patient using an implanted FNS system. Case report. *Paraplegia*. 1994;32:573–9.
 42. Memberg WD, Crago PE, Keith MW. Restoration of elbow extension via functional electrical stimulation in individuals with tetraplegia. *J Rehabil Res Dev*. 2003;40(6):477–86.
 43. Hsieh J, McIntyre A, Iruthayarajah J, Loh E, Ethans K, Mehta S, et al. Bladder Management Following Spinal Cord Injury. *Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;196. Available at: http://scireproject.com/wp-content/uploads/bladder_management.pdf
 44. Coggrave M, Mills P, Willms R, Eng JJ. Bowel dysfunction and management following spinal cord injury. *Scire Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;48p. Available at: <papers2://publication/uuid/F712958B-91F7-41BE-B8F2-C2860E2A2E26>
 45. Krassioukov A, Wecht JM, Teasell RW, Eng JJ. Orthostatic hypotension following spinal cord injury. *Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;26p. Available at: http://scireproject.com/wp-content/uploads/orthostatic_hypotension-1.pdf

46. Hsieh JTC, McIntyre A, Wolfe DL, Lala D, Laura T, Campbell K, et al. Pressure ulcers following spinal cord injury. *Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;90p. Available at: www.scireproject.com
47. Sheel AW, Rein WD, Townson AF, Ayas N. Respiratory management following spinal cord injury. *Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;55p. Available at: http://scireproject.com/wp-content/uploads/respiratory_management-1.pdf
48. Hsieh J, Connolly S, McIntyre A, Townson A, Short C, Mills P, et al. Spasticity following spinal cord injury [Internet]. *Scire Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence* version 6.0. 2016. Available at: <http://scireproject.com/wp-content/uploads/spasticity-following-a-SCI-version-6.0.compressed.pdf>
49. Craven C, Lynch CL, Eng JJ. Bone Health Following Spinal Cord Injury. *Spinal Cord Inj Rehabil Evidence Version 50* [Internet]. 2014;1–37. Available at: <http://www.scireproject.com/rehabilitation-evidence/bone-health%5CnC:%5CEMH%5CScannede artikler referanser%5CRefMan7998.pdf>
50. Warburton D, Krassioukov A, Sproule S, Eng JJ. Cardiovascular health and exercise. *Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;48p. Available at: http://scireproject.com/wp-content/uploads/cardiovascular_health-1.pdf
51. Lam T, Wolfe DL, Domingo A, Eng JJ, Sproule S. Lower limb rehabilitation following spinal cord injury. *Spinal Cord Inj Rehabil Evid* version 50 [Internet]. 2014;74p. Available at: http://scireproject.com/wp-content/uploads/lower_limb-1.pdf
52. Connolly SJ, McIntyre A, Mehta S, Foulon BL, Teasell RW. Upper limb rehabilitation following spinal cord injury. *SCIRE Spinal Cord Inj Rehabil Evid Version 50* [Internet]. 2014;1–77. Available at: www.icord.org/scire C:%5CEMH%5CScannede artikler referanser%5CRefMan4269.pdf
53. Wolfe DL, McIntyre A, Ravenek K, Martin Ginis KA, Latimer AE, Eng JJ, et al. Physical activity and spinal cord injury. *SCIRE Spinal Cord Inj Rehabil Evid Version 40* [Internet]. 2013; Available at: <http://www.euro.who.int/en/%5Cnwhat-we-do/health-topics/disease-prevention/physical-activity>
54. Murphy JO, Audu ML, Lombardo LM, Foglyano KM, Triolo RJ. Feasibility of closed-loop controller for righting seated posture after spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2014;51(5):747–60.
55. Audu ML, Lombardo LM, Schnellenberger JR, Foglyano KM, Miller ME, Triolo RJ. A

- neuroprosthesis for control of seated balance after spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2015;12(1):8. Available at: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84924103635&partnerID=tZOtx3y1>
56. Lopes ACG, Ochoa-Diaz C, Baptista RS, Fonseca LO, Fattal C, Coste CA, et al. Electrical stimulation to reduce the overload in upper limbs during sitting pivot transfer in paraplegic: a preliminary study. *J Public health Res*. 2016;26(4):278–82.
 57. Florence JM, Pandya S, King WM, Robison JD, Baty J, Miller JP, et al. Intrarater reliability of manual muscle test (Medical Research Council scale) grades in Duchenne’s muscular dystrophy. *Phys Ther*. 1992;72(2):115-122-126.
 58. Bohannon R, Smith M. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987;67(2):206-.
 59. Rufino R, Costa C, Antão V, Pinheiro G, Jansen J. Relação envergadura/altura: um valor para estudos espirométricos em brasileiros. *Pulmão*. 1996;7:40–4.
 60. 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 Off J Int Med Soc Paraplegia*. 1997;35(12):850–6.
 61. Ilha J, Cesar L, Avila M, Swarowsky A. Tradução e adaptação transcultural da versão brasileira da Spinal Cord Independence Measure – Self- Reported Version (brSCIM-SR). 2016;52(1):2–17.
 62. Riberto M, Tavares DA, Rimoli JRJ, Castineira CP, Dias RV, Franzoi AC, et al. Validação da versão Brasileira da medida de independência da medula espinhal III. *Arq Neuropsiquiatr*. 2014;72(6):439–44.
 63. Gagnon D, Nadeau S, Desjardins P, Noreau L. Biomechanical assessment of sitting pivot transfer tasks using a newly developed instrumented transfer system among long-term wheelchair users. *J Biomech*. 2008;41(5):1104–10.
 64. Fonseca LO, Lopes ACG, Ochoa-diaz C, Azevedo-coste C, Fachin-martins E, Bó APL. Towards Transfers in Paraplegia Assisted by Electrical Stimulation and Inertial System. *IEEE Life Sci Conf* [no prelo]. 2017;
 65. Desroches G, Gagnon D, Nadeau S, Popovic MR. Effects of sensorimotor trunk impairments on trunk and upper limb joint kinematics and kinetics during sitting pivot transfers in individuals with a spinal cord injury. *Clin Biomech*. 2013;28(1):1–9.
 66. Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Dehail P, Gravel D. Quantification of reaction forces during

- sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *J Rehabil Med*. 2008;40(6):468–76.
67. Tanimoto Y, Nanba K, Tokuhiko A, Ukida H, Yamamoto H. Measurement system of transfer motion for patients with spinal cord injuries. *IEEE Trans Instrum Meas*. 2008;57(1):213–9.
68. Finley M, McQuade K, Rodgers M. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(1):32.
69. Kim SS, Her JG, Ko TS. Effect of different hand positions on trunk and shoulder kinematics and reaction forces in sitting pivot transfer. *J Phys Ther Sci [Internet]*. 2015;27(7):2307–11. Available at:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26310994>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4540869>
70. Gagnon D, Koontz AM, Brindle E, Boninger ML, Cooper RA. Does upper-limb muscular demand differ between preferred and nonpreferred sitting pivot transfer directions in individuals with a spinal cord injury? *J Rehabil Res Dev [Internet]*. 2009;46(9):1099. Available at: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/09/46/9/pdf/gagnon.pdf>
71. Forslund EB, Granström A, Levi R, Westgren N, Hirschfeld H. Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: Coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord*. 2007;45(1):41–8.
72. ANVISA. Manual para notificação de eventos adversos e monitoramento de segurança em ensaios clínicos. 2016;1 edição:18p.
73. ANVISA. Manual para notificação de evento adversos e monitoramento de segurança em ensaios clínicos envolvendo dispositivos médicos em investigação. 2016;1ª edição:19p.

ANEXO 1. Síntese da transcrição de todos os níveis de evidência da utilização da eletroestimulação neuromuscular citados nos *guidelines* do *SCIRE Project*, divididos por área de interesse.

| Level | Research Design | Description |
|--------------|-----------------------------------|--|
| Level 1a | Randomized Controlled Trial (RCT) | More than 1 Higher RCT: Randomized Controlled Trial, PEDro score ≥ 6 . Includes within subjects comparison with randomized conditions and cross-over designs. |
| Level 1b | RCT | 1 Higher Randomized Controlled Trial, PEDro score ≥ 6 . |
| Level 2 | RCT | Lower RCT, PEDro score < 6 . |
| | Prospective controlled trial | Prospective controlled trial (not randomized) |
| | Cohort | Prospective longitudinal study using at least 2 similar groups with one exposed to a particular condition. |
| Level 3 | Case control | A retrospective study comparing conditions, including historical controls. |
| Level 4 | Pre-post | A prospective trial with a baseline measure, intervention, and a post-test using a single group of subjects. |
| | Post-test | A prospective post-test with two or more groups (intervention followed by post-test and no re-test or baseline measurement) using a single group of subjects. |
| | Case Series | A retrospective study usually collecting variables from a chart review. |
| Level 5 | Observational | Study using cross-sectional analysis to interpret relations. |
| | Clinical Consensus | Expert opinion without explicit critical appraisal, or based on physiology, biomechanics or "first principles". |
| | Case Report | Pre-post or case series involving one subject. |

Níveis de evidência do *SCIRE Project* sobre aplicação da eletroestimulação por área de interesse (em negrito nível de evidência 1).

| Área de interesse | Nível de evidência |
|---|---|
| <p><u>Manejo respiratório:</u></p> <p>Cough effectiveness can be enhanced by a variety of methods including manual assistance by a caregiver, respiratory muscle training, and/or electrical stimulation triggered by the person with SCI.</p> <p>Phrenic nerve or diaphragmatic stimulation may be used as a long-term alternative to mechanical ventilation for subjects with injuries at C2 or above.</p> | <p>level 2 evidence (McBain et al. 2013) that abdominal electrical stimulation during cough improved cough pressure. After cough training, pressure was improved in unstimulated voluntary cough.</p> <p>level 2 evidence (Hascakova- Bartova et al. 2008) that abdominal neuromuscular electrical stimulation (ES) decreases the FVC.</p> <p>level 4 evidence that (Spivak et al. 2007) EMG-activated FES significantly improves both PEF and FVC in tetraplegia patients, when compared to patient-activated FES.</p> <p>level 4 evidence (from 8 pre-post studies).</p> <p>level 3 evidence (from 1 case control study) (Carter 1993) that suggests a higher survival rate in a phrenic nerve paced group compared to a mechanically ventilated group.</p> <p>level 3 evidence (from 1 case control study) (Esclarin et al. 1994) that suggests better power wheelchair management, phonation success, patient satisfaction and hospital discharge in phrenic paced subjects compared to mechanically ventilated subjects.</p> <p>level 4 evidence from (1 pre-post study) (Alskehlee et al. 2008) that diaphragm pacing system (DPS) can help cervical SCI patients breathe without a mechanical ventilator.</p> <p>level 4 evidence (Tedde et al. 2012; DiMarco et al. 2005a; Onders et al. 2004) that diaphragmatic stimulation via laparoscopic placement of</p> |

| | |
|--|---|
| <p>Computer controlled electrical stimulation induced leg cycle ergometry (ES-LCE) increases the peak values of oxygen uptake, carbon dioxide production, and pulmonary ventilation.</p> | <p>electrodes can be used as a long term alternative to mechanical ventilation for subjects with high cervical spinal cord injuries.</p> <p>level 4 evidence from 1 study (DiMarco et al. 2005b) that unilateral phrenic stimulation in combination with intercostals stimulation can be used as an alternative to mechanical ventilation for subjects with a single intact phrenic nerve.</p> <p>level 4 evidence from 1 study (DiMarco et al. 1994) to show that intercostal muscle pacing via upper thoracic ventral root stimulation cannot be used as a long-term alternative to mechanical ventilation (DiMarco et al. 1994).</p> <p>level 4 evidence (based on 1 pre-post study) (Janssen and Pringle 2008).</p> |
|--|---|

| | |
|--|--|
| <p><u>Bexiga:</u></p> <p>Sacral anterior root stimulation (accompanied in most cases by posterior sacral rhizotomy) enhances bladder function and is an effective bladder management technique though the program (surgery and follow-up) requires significant expertise.</p> <p>Direct bladder stimulation may be effective in reducing incontinence and increasing bladder capacity but requires further study.</p> <p>Posterior sacral, pudendal, dorsal penile or clitoral nerve stimulation may be effective to increase bladder capacity but requires further study.</p> <p>Early sacral neural modulation may improve management of lower urinary tract dysfunction but requires further study.</p> <p>Epidural dorsal spinal cord stimulation (T1 or T11) and functional electrical stimulation of the lower limbs are not effective in enhancing bladder function.</p> | <p>level 4 evidence (from six pre-post studies, one case series, and one observational study).</p> <p>level 4 evidence (from one pre-post study and one case series study; Madersbacher et al. 1982; Radziszewski et al. 2009).</p> <p>level 4 evidence (from various single studies).</p> <p>level 2 evidence (from a one prospective controlled trial; Sievert et al. 2010).</p> <p>level 4 evidence (from one case series study; Katz et al. 1991).</p> |
| <p><u>Intestino:</u></p> <p>Electrical stimulation of the abdominal wall muscles can improve bowel management for individuals with tetraplegia.</p> <p>Supports the use of sacral anterior root stimulation to reduce severe constipation in complete SCI.</p> <p>Posterior tibial nerve stimulation improves bowel management for those with incomplete SCI.</p> | <p>level 1b evidence (from one RCT) (Korsten et al. 2004).</p> <p>level 2 evidence (from one prospective controlled trial) (Binnie et al. 1991).</p> <p>level 4 evidence (from one pre-post study with two subjects) (Mentes et al. 2007).</p> |

| | |
|--|--|
| <p><u>Hipotensão ortostática:</u></p> <p>The use of FES is an effective adjunct treatment to minimize cardiovascular changes during changes in position.</p> | <p>level 2 evidence (from small, lower quality RCTs) (Faghri & Yount 2002; Elokda et al.2000; Sampson et al. 2000).</p> |
| <p><u>Úlcera de pressão:</u></p> <p>Electrical stimulation likely decreases ischial pressures.</p> <p>Electrical stimulation may increase at sacral and gluteal areas post SCI.</p> <p>Electrical stimulation likely helps to prevent pressure ulcer formation or progression by reducing ischial pressures and increasing tissue oxygenation.</p> <p>Electrical stimulation added to standard wound management promotes healing of Stage III and IV pressure ulcers post SCI when combined with standard wound management.</p> | <p>level 2 evidence (from one prospective controlled trial and one cohort study; Lui et al. 2006b; Ferguson et al. 1992) supported by level 4 evidence (from five pre-post studies, and two case series studies; Smit et al. 2012, 2013a, 2013b; Gyawali et a. 2011;Bogie & Triolo 2003; Van London et al. 2008; Liu et al. 2006a).</p> <p>level 4 evidence (from one pre-post study; Bogie & Triolo 2003).</p> <p>level 2 evidence (from two prospective controlled trials and one pre-post study; Lui et al. 2006a; Mawson et a 1993; Bogie & Triolo 2003).</p> <p>level 1 evidence (from six randomized controlled trials; Houghton et al. 2010; Cukjati et al. 2001; Adegoke & Badmos 2001; Karba 1997; Jercinovic 1994; Griffin 1991).</p> |
| <p><u>Saúde óssea:</u></p> <p>Electrical stimulation reduced the decline in BMD in the leg.</p> <p>FES-cycling does not improve or maintain bone at the tibial midshaft in the acute phase.</p> | <p>level 2 evidence (from 1 non-randomized prospective controlled trial) (Shields et al.2006a).</p> <p>level 2 evidence (from 1 non-randomized prospective controlled trial) (Eser et al. 2003).</p> |

| | |
|--|--|
| <p>Electrical stimulation can maintain or increase BMD over the stimulated areas.</p> <p>FES cycle ergometry may increase lower extremity BMD over areas stimulated.</p> | <p>level 2 evidence (from 1 prospective controlled trial) (Bélanger et al. 2000).</p> <p>level 4 evidence (Mohr et al.1997; Chen et al. 2005; Frotzler et al. 2008).</p> |
| <p><u>Espasticidade:</u></p> <p>Electrical passive pedaling systems have an effect on spasticity and hip, knee and ankle range of motion.</p> <p>Active exercise interventions such as hydrotherapy and FES-assisted cycling and walking may produce short-term reductions in spasticity.</p> <p>Electrical stimulation applied to individual muscles may produce a short term decrease in spasticity. There is also some concern that long-term use of electrical stimulation may increase spasticity.</p> | <p>level 4 evidence that single bouts of FES-assisted cycling ergometry, with a single level 2 study also showing that similar passive cycling movements are effective in reducing spasticity over the short-term although FES is more effective than passive movement.</p> <p>level 1 evidence from 1 study, with conflicting evidence across two level 4 evidence studies, that show FES cycling decreases spasticity over the long-term.</p> <p>level 4 evidence from three studies (Granat et al. 1993; Thoumie et al. 1995; Mirbagheri et al. 2002) that a program of FES-assisted walking acts to reduce ankle spasticity in the short-term (i.e., <24 hours), however, a level 2 study showed no reduction across several lower limb muscles when considering an overall sustained effect.</p> <p>level 2 evidence (from one RCT; Manella & Field-Fote 2013) that electrical stimulation treadmill training and LOKOMAT robotic-assisted training decreases ankle clonus.</p> <p>level 2 evidence (from two prospective controlled trials and one pre-post study; Van der Salm et al. 2006; Seih et al. 1994; Robinson et al. 1988a) that a single treatment of surface muscle stimulation reduces local muscle spasticity with agonist stimulation more effective than stimulation to the antagonist. There is conflicting evidence for how long the effects of a single treatment of electrical stimulation on muscle</p> |

| | |
|---|--|
| <p>Spinal cord stimulation may provide spasticity relief over a few months but long-term effectiveness and feasibility is less certain.</p> | <p>spasticity persist, although they appear to be relatively short lasting (i.e., <input checked="" type="checkbox"/> six hours).</p> <p>level 4 evidence (from one pre-post study; Robinson et al. 1988b) that a long term program of muscle stimulation does not reduce muscle spasticity and may even increase local muscle spasticity. There is conflicting level 4 evidence (from two pre-post studies; Cart et al. 2013; Tancredo et al. 2013) that use of neuromuscular electrical stimulation decreases spasticity.</p> <p>level 4 evidence (from three pre-post studies and one case series; Hofstoetter et al. 2014; Pinter et al. 2000; Barolat et al. 1995; Dekopov et al. 2015) that ongoing spinal cord stimulation may provide some relief from otherwise intractable spasticity.</p> <p>level 4 evidence (from one pre-post study and one case series; Hofstoetter et al.2014; Midha & Schmitt 1998) that the beneficial effects of spinal cord stimulation may subside for most initial users over a short period of time. This, combined with the potential for equipment failure and adverse events, suggests that spinal cord stimulation may not be a feasible approach for ongoing management of spasticity.</p> |
| <p><u>Saúde cardiovascular e exercício:</u></p> <p>Interventions that involve FES training a minimum of 3 days per week for 2 months may improve muscular endurance, oxidative metabolism, exercise tolerance, and cardiovascular fitness.</p> | <p>level 4 evidence from multiple pre-post studies (Berry et al 2012; Griffin et al. 2009; Zbogar et al. 2008; Crameri et al. 2004; Hjeltnes et al. 1997; Mohr et al. 1997; Barstow et al.1996; Faghri et al. 1992; Hooker et al. 1992).</p> <p>level 4 evidence from multiple pre-post studies (Hopman et al. 2002; Gerrits et al.2001; Ragnarsson et al. 1988) that FES training may be effective in improving exercise cardiac function in persons with SCI.</p> |

| | |
|---|---|
| <p>Aerobic and FES exercise training may lead to clinically significant improvements in glucose homeostasis in persons with SCI. Preliminary evidence indicates that a minimum of 30 min of moderate intensity training on 3 days per week is required to achieve and/or maintain the benefits from exercise training.</p> <p>Aerobic exercise, in a variety of approaches including arm ergometry and FES exercise training may lead to improvements in lipid lipoprotein profile that are clinically relevant for the at risk SCI population.</p> | <p>level 4 evidence (Taylor et al. 2011) that arm-cranking exercise assisted by FES increases peak power output, and may increase oxygen uptake.</p> <p>level 4 evidence (Kahn et al. 2010) that that FES leg cycle ergometry decreases platelet aggregation and blood coagulation in persons with SCI.</p> <p>level 4 evidence (Hakansson et al. 2012) that the use of patterns that minimize the muscle stress-time integral can prolong FES pedaling.</p> <p>level 1b evidence from 1 RCT (de Groot et al. 2003) and multiple level 4 studies (Chilibeck et al. 1999, Mohr et al. 2001, Jeon et al. 2002, Jeon et al. 2010) that both aerobic and FES training (approximately 20–30 min/day, three days/week for eight weeks or more) are effective in improving glucose homeostasis in persons with SCI.</p> <p>level 4 evidence from multiple pre-post studies that the changes in glucose homeostasis after aerobic or FES training are clinically significant for the prevention and/or treatment of type 2 diabetes.</p> <p>Preliminary evidence (level 4; Solomonow et al. 1997) also indicates that the use of a reciprocating gait orthosis with FES training (3 hours/week, for 14 weeks) may improve lipid lipoprotein profiles in SCI.</p> |
| <p><u>Reabilitação de membros superiores:</u></p> <p>Neuromuscular stimulation-assisted exercise following a SCI is effective in improving muscle strength, preventing injury and increasing independence in all phases of rehabilitation.</p> | <p>level 1b evidence (from one randomized controlled trial; Needham-Shroshire et al. 1997) that neuromuscular stimulation-</p> |

| | |
|--|---|
| <p>The use of neuroprostheses appears to have a positive impact on pinch and grip strength and ADL functions in C5-C6 complete tetraplegia, however, access to the devices are limited and continue to be expensive in use.</p> <p>Use of the IST-12, a second generation neuroprosthesis, combined with augmented surgical procedures (arthrodesis, tendon transfers and tendon synchronization) improved pinch force, grasp function and the functional abilities of individuals with cervical level spinal cord injuries.</p> | <p>assisted exercise improves muscle strength over conventional therapy.</p> <p>level 4 evidence (from one case series study; Cameron et al. 1998) that neuromuscular stimulation-assisted ergometry alone and in conjunction with voluntary arm crank exercise was an effective strengthening intervention for chronically injured individuals.</p> <p>level 4 evidence.</p> <p>level 4 evidence (from one pre-post study; Kilgore et al. 2008).</p> |
| <p><u>Reabilitação de membros inferiores:</u></p> <p>PES programs are beneficial in preventing and restoring lower limb muscle atrophy as well as improving stimulated lower limb muscle strength and endurance but the persistence of effects after the PES has ended is not known.</p> | <p>level 1b evidence (Harvey et al. 2010) that PES-assisted exercise may increase voluntary muscle strength, but the increase may not have a clinically important treatment effect.</p> <p>level 2 evidence (Baldi et al. 1998) that PES-assisted isometric exercise reduces the degree of lower limb muscle atrophy in individuals with recent (~10 weeks post-injury) motor complete SCI, but not to the same extent as a comparable program of FES-assisted cycling exercise.</p> <p>level 4 evidence (Sabatier et al. 2006) that PES-assisted exercise may</p> |

FES-assisted exercise is beneficial in preventing and restoring lower limb muscle atrophy as well as improving lower limb muscle strength and endurance in motor complete SCI.

Body weight-support gait training strategies can improve gait outcomes in chronic, incomplete SCI, but most body weight-support strategies (overground, treadmill, with FES) are equally effective at improving walking speed. Robotic training was the least effective at improving walking speed.

FES-assisted walking can enable walking or enhance walking speed in incomplete SCI or complete (T4-T11) SCI. Regular use of FES in gait training or activities of daily living can lead to improvement in walking even when the stimulator is not in use.

partially reverse the lower limb muscle atrophy found in individuals with long-standing (>1year post-injury) motor complete SCI.

level 2 evidence (Shields and Dudley-Javoroski 2006) that a program of PES-assisted exercise increases stimulated lower limb muscle torque and muscular endurance.

level 2 evidence (Baldi et al. 1998) that FES-assisted cycling exercise prevents and reverses lower limb muscle atrophy in individuals with recent (~10 weeks post-injury) motor complete SCI and to a greater extent than PES.

level 4 evidence (Scremin et al. 1999; Crameri et al. 2002) that FES may partially reverse the lower limb muscle atrophy found in individuals with long-standing (>1 year postinjury) motor complete SCI.

level 4 evidence (Gerrits et al. 2000) that FES-assisted cycle exercise may increase lower limb muscular endurance.

level 4 evidence (Thrasher et al. 2006; Ladouceur and Barbeau 2000a; 2000b; Wieler et al. 1999; Klose et al. 1997; Granat et al. 1993; Stein et al. 1993; Granat et al. 1992) that FES assisted walking can enhance walking speed and distance in complete and incomplete SCI.

level 4 evidence from 2 independent laboratories (Ladouceur and Barbeau 2000a,b; Wieler et al. 1999) that regular use of FES in gait training or activities of daily living leads to persistent improvement in walking function that is observed even when the stimulator is not in use.

BWSTT combined with FES of the common peroneal nerve can lead to an overall enhancement of short-distance functional ambulation.

level 1b evidence (Field-Fote & Roach, 2011; Field-Fote et al. 2005; Field-Fote and Tepavac 2002; Field-Fote 2001) for an overall enhancement of short-distance functional ambulation, as measured by overground gait speed over 6 meters, and walking distance when BWSTT was combined with FES of the common peroneal nerve.

Electrical stimulation is shown to be a more effective form of locomotor training than manual assistance and braces.

level 1b evidence (Kressler et al. 2013) for increased benefit of electrical stimulation over manual assistance and braces (driven gait orthosis).

Stimulation with FES while ambulating on a BWS treadmill can increase SCIM mobility scores. BWSTT combined with FES to the quadriceps and hamstrings muscles can enhance functional ambulation.

level 1b evidence (Hitzig et al. 2013) for a significant increase in SCIM mobility scores when subjects are stimulated with FES while ambulating on a BWS treadmill.

level 4 evidence from one pretest/posttest study (Hesse et al. 2004) suggesting that BWSTT combined with FES to the quadriceps and hamstrings muscles enhances functional ambulation.

While an 8 channel neuroprosthesis system is safe and reliable, its use with rehabilitation training showed no statistically significant difference in walking outcomes.

level 4 evidence from one case series study (Triolo et al. 2012) that while an 8 channel neuroprosthesis system is safe and reliable, its use with rehabilitation training shows no statistically significant difference in walking outcomes.

There is limited evidence that a combined approach of bracing and FES results in additional benefit to functional ambulation in paraplegic patients with complete SCI.

level 4 evidence (Yang et al. 1996) that a combined approach of bracing and FES results in additional benefit to functional ambulation in paraplegic patients with complete SCI. However, in subjects who achieve little benefit from bracing alone, the addition of FES appears to help improve standing or short-distance walking function (Marsolais et al. 2000). In incomplete SCI, however,

| | |
|---|--|
| <p>Most forms of locomotor training (i.e., including body weight supported treadmill training with various assists and FES-assisted overland training) increase lower limb muscle strength in chronic SCI as indicated by overall increases in total lower extremity motor scores.</p> | <p>there is some indication that a combination of bracing and FES provides greater ambulatory function than either approach alone (Kim et al. 2004).</p> <p>level 1b evidence (Field-Fote 2011).</p> |
| <p><u>Atividade física:</u> (um resumo de algumas evidências acima relatadas)</p> <p>Circuit resistance training, body-weight support treadmill training and functional electrical stimulation (upper and lower limbs) may be effective in increasing muscle strength and reducing atrophy, with the latter two more appropriate for those with great muscle impairment.</p> | <p>level 2 evidence from a single study with support from several level 4 studies that an appropriately-configured program of functional electrical stimulation of lower limb muscle in persons with SCI produces muscle adaptations such as increasing individual muscle fibre and overall muscle size and may result in the prevention and/or recovery of muscle atrophy.</p> <p>level 2 evidence from a single study with support from several level 4 studies that an appropriately-configured program of functional electrical stimulation of lower limb muscles in persons with SCI results in an increase in muscle fibre types with more aerobic (endurance) capabilities, (most notably a shift in type IIX to type IIA muscle fibres).</p> <p>level 1 evidence from a single RCT with support from a single level 4 study that functional electrical stimulation-assisted upper limb cycle ergometry is capable of producing significant increases in upper limb muscle strength in persons with tetraplegia.</p> |

Interventions that involve FES training a minimum of 3 days per week for 2 months can improve muscular endurance, oxidative metabolism, exercise tolerance, and cardiovascular fitness.

Aerobic and FES exercise training may lead to clinically significant improvements in glucose homeostasis in persons with SCI. Preliminary evidence indicates that a minimum of 30 min of moderate intensity training 3 days per week is required to achieve and/or maintain the benefits from exercise training.

Aerobic and FES exercise training may lead to improvements in lipid lipoprotein profiles that are clinically relevant for the at-risk SCI population. The optimal training program for changes in lipid lipoprotein profiles remains to be determined. However, a minimal aerobic exercise intensity of 70% of heart rate reserve on most days

There is conflicting level 1 evidence across two RCTs that electrical stimulation-assisted resistance training of paretic wrist extensors or flexors increases strength and fatigue resistance in persons with tetraplegia.

level 2 evidence from a low quality RCT that either 16 weeks of physical exercise therapy alone or a combination of 2, 8 week blocks of physical exercise therapy, neuromuscular stimulation or EMG biofeedback may enhance self-care and mobility scores.

level 2 evidence (de Carvalho et al. 2006) that neuromuscular electrical stimulation gait training can increase metabolic and cardiorespiratory responses in persons with complete tetraplegia.

level 4 evidence from pre-post studies that FES training performed for a minimum of three days per week for two months can be effective for improving musculoskeletal fitness, the oxidative potential of muscle, exercise tolerance, and cardiovascular fitness.

level 4 evidence that FES training is effective in improving exercise cardiac function in persons with SCI.

level 1 (De Groot et al. 2003) and level 4 (Chilibeck et al. 1999; Mohr et al. 2001; Jeon et al. 2002) evidence that both aerobic and FES training (approximately 20–30 min/day, three days/week for eight weeks or more) are effective in improving glucose homeostasis in persons with SCI.

level 4 evidence that the changes in glucose homeostasis after aerobic or FES training are clinically significant for the prevention and/or treatment of type 2 diabetes.

| | |
|---|---|
| <p>of the week appears to be a good general recommendation for improving lipid lipoprotein profiles in persons with SCI.</p> | <p>Preliminary evidence (level 4; Solomonow et al. 1997) also indicates that FES training (3 hours/week, for 14 weeks) may improve lipid lipoprotein profiles in SCI.</p> |
| <p>FES-cycling does not improve or maintain bone at the tibial midshaft in the acute phase but may increase/maintain lower extremity BMD the greater the time since injury.</p> | <p>level 2 evidence (from 1 non-randomized prospective controlled trial) (Eser et al. 2003) that FES-cycling did not improve or maintain bone at the tibial midshaft in the acute phase.</p> |
| <p>Electrical stimulation can maintain or increase BMD over the stimulated areas.</p> | <p>level 2 evidence (from 1 prospective controlled trial) (Bélanger et al. 2000) that electrical stimulation either increased or maintained BMD over the stimulated areas.</p> |
| <p>Six months of FES cycle ergometry may increase lower extremity BMD over areas stimulated.</p> | <p>level 2 evidence (from 1 non-randomized prospective controlled trial) (Shields et al. 2006a) that ES reduced the decline in BMD in the leg.</p> |
| <p>Active exercise interventions such as hydrotherapy and FES -assisted walking may produce short-term reductions in spasticity.</p> | <p>level 4 evidence (from 1 pre-post study) (Chen et al. 2005) that 6 months of FES cycle ergometry increased regional lower extremity BMD over areas stimulated.</p> |
| | <p>level 2 evidence from a single study that single bouts of FES-assisted cycling ergometry and similar passive cycling movements are effective in reducing spasticity over the short-term with FES more effective than passive movement.</p> |
| | <p>level 4 evidence from three studies that a program of FES-assisted walking acts to reduce ankle spasticity in the short-term (i.e., <24 hours).</p> |
| | <p>There is no evidence describing the length and time course of the treatment effect related to spasticity for hydrotherapy or FES-assisted walking</p> |

ANEXO 2. Aprovação Comitê de Ética.



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Eletroestimulação como recurso tecnológico para favorecer a transferência em pivô sentado em indivíduos com lesão medular

Pesquisador: Ana Claudia Garcia Lopes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 54748116.9.0000.0022

Instituição Proponente: ASSOCIACAO DAS PIONEIRAS SOCIAIS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.579.124

Apresentação do Projeto:

A transferência é uma habilidade chave para o ganho de mobilidade, independência e melhora da qualidade de vida dos indivíduos com lesão medular, já que permite maior interação com ambiente e participação social. A grande maioria dos indivíduos com lesão medular nível motor C6 (cervical 6) são dependentes para as transferências. Paraplégicos apresentam grande risco de dor e lesão em membros superiores devido às sobrecargas articulares durante as atividades da vida diária. A eletroestimulação neuromuscular pode ser utilizada como um recurso tecnológico em potencial para auxiliar essas populações. Objetivos: o presente estudo tem como objetivo testar diferentes sistemas de controles que coordenem o recrutamento motor voluntário e artificial (via eletroestimulação) de grupos musculares envolvidos na transferência em pivô sentado, identificando o arranjo mais conveniente para eliminar sobrecargas articulares em membros superiores em pessoas com paraplegia e possibilitar a transferência em pessoas com tetraplegia; em seguida será desenvolvido o protótipo do sistema para avaliar as variáveis cinéticas e cinemáticas do mesmo usuário com e sem uso da tecnologia assistiva em Laboratório de Movimento. Material e Métodos: o tetraplégico terá nível motor C6 e os paraplégicos terão lesão torácica alta. Os participantes serão submetidos a entrevistas individuais e treinamento com eletroestimulação para estabelecimento da musculatura eletroestimulada durante a transferência

Endereço: SMHS Quadra 501 Conjunto A

Bairro: SMHS

CEP: 70.335-901

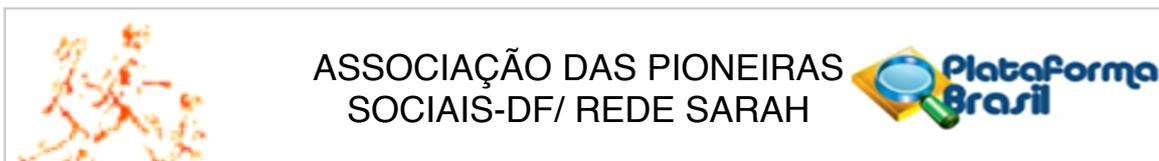
UF: DF

Município: BRASILIA

Telefone: (61)3319-1494

Fax: (61)3319-1261

E-mail: comiteeticapesquisa@sarah.br



Continuação do Parecer: 1.579.124

em pivô sentado. Uma equipe de engenheiros desenvolverá o protótipo do sistema com supervisão da equipe clínica e, ao final, variáveis cinética, cinemática e tempo total de execução da transferência com e sem uso da tecnologia serão analisadas.

Hipótese: a EENM de tríceps braquial e/ou grande dorsal de indivíduo com lesão medular com nível motor C6, sem contração muscular ativa de tríceps braquial, possibilitará a transferência em pivô sentado da cadeira de rodas para superfície de mesma altura, com uso de tábua de transferência, apenas com supervisão. A EENM de membros inferiores de paraplegicos diminuirá a sobrecarga de membros superiores durante a transferência em pivô sentado.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O presente projeto propõe verificar as possibilidades e os limites da eletroestimulação neuromuscular ser utilizada como uma tecnologia assistiva que favoreça a execução da transferência em pivô a partir da postura em sedestação em indivíduos com lesão medular traumática. Como se trata de uma proposta de pesquisa associada ao desenvolvimento tecnológico, para alcançar o objetivo geral, os objetivos específicos foram definidos,

iniciando-se por aqueles relacionados ao desenvolvimento da tecnologia, seguidos pelos relacionados à produção de conhecimento em pesquisa na seguinte ordem: 1. Testar diferentes arranjos de automatismo de sistemas de controle que coordenem o recrutamento motor voluntário e artificial (via eletroestimulação) dos grupos musculares envolvidos na transferência em pivô sentado, identificando o arranjo mais conveniente para eliminar

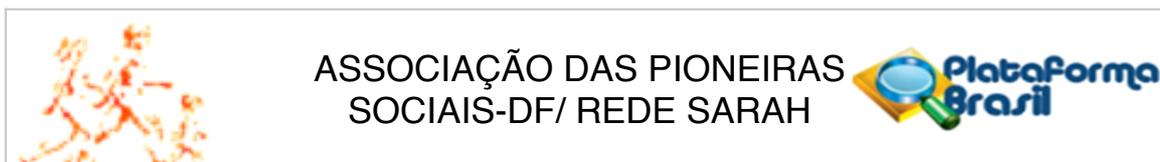
sobrecargas articulares em membros superiores em pessoas com paraplegia e possibilitar a transferência em pessoas com tetraplegia. 2. Desenvolver um protótipo do sistema de controle que atenda aos requisitos de arranjos eletromecânicos previamente definidos em conformidade com as características funcionais apreendidas das percepções dos usuários e de seus cuidadores. 3. Comparar o comportamento das variáveis cinemáticas e cinéticas no mesmo usuário, com e sem o uso da tecnologia, durante a transferência estudada para as diferentes populações de pessoas com lesão medular (paraplegia e tetraplegia).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Riscos e benefícios serão ponderados, tanto aqueles conhecidos como potenciais, individuais ou coletivos. Comprometemo-nos com o máximo de benefícios e o mínimo de danos e riscos. É

| | |
|---|----------------------------|
| Endereço: SMHS Quadra 501 Conjunto A | CEP: 70.335-901 |
| Bairro: SMHS | |
| UF: DF | Município: BRASÍLIA |
| Telefone: (61)3319-1494 | Fax: (61)3319-1261 |
| E-mail: comiteeticapesquisa@sarah.br | |



Continuação do Parecer: 1.579.124

garantido aos participantes que danos e desconfortos previsíveis serão evitados. Os possíveis riscos da pesquisa estão envolvidos com a segurança dos indivíduos durante a transferência e a EENM. Para evitar o risco de queda durante a transferência sempre haverá um profissional fisioterapeuta experiente e capacitado ao lado do indivíduo. Os riscos da eletroestimulação serão controlados pela adequada seleção dos participantes através dos critérios de inclusão e exclusão do estudo e pela experiência do pesquisador principal envolvido no atendimento do indivíduo com lesão medular. Vale ressaltar que devido à alteração de sensibilidade que esses indivíduos apresentam abaixo do nível da lesão, serão utilizadas frequências, largura de pulso e intensidade de corrente adequadas para que não acarrete nenhum tipo de lesão. Deve-se destacar que todas as condições serão ajustadas de forma a proporcionar o uso seguro e confortável das interfaces em estudo.

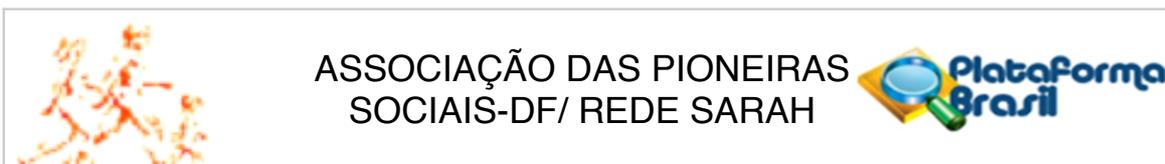
Benefícios:

Trata-se de um projeto interdisciplinar em reabilitação, em que a fisioterapia atua em sinergia com o desenvolvimento de tecnologias assistivas para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e consequentemente promover vida independente e inclusão. Os possíveis benefícios: a eletroestimulação funcional poderá ser utilizada como um recurso de tecnologia assistiva para a prevenção de sobrecarga em membros superiores em indivíduos paraplégicos e recurso funcional para favorecer a transferência com tábua em indivíduos tetraplégicos. Indivíduos que não realizam transferência da cama para cadeira de rodas, permanecem mais tempo imóveis, acamados e tem menor possibilidade de participação ocupacional, social e de qualidade de vida. Favorecer a transferência tem impacto significativo na vida sujeito e do seu cuidador. A possibilidade de participação do tetraplégico durante a transferência com a órtese e/ou a eletroestimulação podem ser alternativas de recursos de tecnologia utilizados em uma fase de treinamento durante a reabilitação, como um pré-treino antes de cirurgia de neurotização ou transposição muscular para ganho de extensão de cotovelo, ou mesmo recurso para uso a longo prazo. A sobrecarga em MMSS durante as transferências nos paraplégicos estão associadas a alta prevalência de dor ou lesão, que limita a participação social e reduz a qualidade de vida. Um novo recurso para diminuir essa sobrecarga tem impacto significativo em sua vida.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trabalho importante por favorecer as transferências dos pacientes com lesão medular incompleta e com isso melhorar a qualidade de vida dos pacientes e cuidadores.

| | |
|---|---|
| Endereço: SMHS Quadra 501 Conjunto A | |
| Bairro: SMHS | CEP: 70.335-901 |
| UF: DF | Município: BRASILIA |
| Telefone: (61)3319-1494 | Fax: (61)3319-1261 E-mail: comiteeticapesquisa@sarah.br |



Continuação do Parecer: 1.579.124

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A autora apresentou a folha de rosto assinada, as informações básicas do projeto, o projeto de pesquisa final e o termo de consentimento livre e esclarecido.

Recomendações:

- 1) Na pagina 7 do projeto final, no final do segundo parágrafo, retirar ou substituir o termo "assistência integral gratuita".
- 2) No termo de consentimento livre e esclarecido, no último parágrafo, retirar a última linha que diz "a sua participação é muito importante....".
- 3) No parágrafo anterior, o termo "Dou meu consentimento de livre e", ficou mal localizado. Considerar colocá-lo em um parágrafo separado.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Recomendamos realizar as adequações relatadas no item recomendações.

Considerações Finais a critério do CEP:

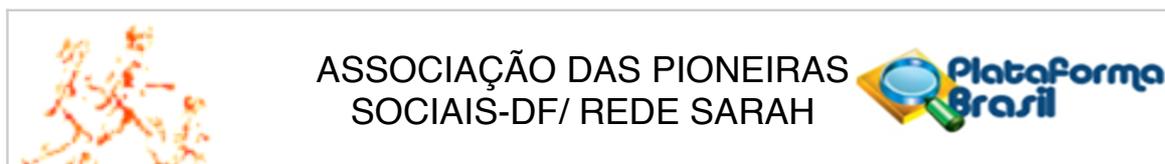
Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-APS recomenda aos Pesquisadores: Comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil,

Informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| Tipo Documento | Arquivo | Postagem | Autor | Situação |
|---|--|------------------------|--------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_684192.pdf | 24/03/2016 17:18:52 | | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | Termo_Consentimento_Livre_Esclarecido.docx | 24/03/2016 17:16:43 | Ana Claudia Garcia Lopes | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | Projeto_pesquisa_para_ComiteCientifico eEticaSARAH_finalcomajusteComiteEtica.pdf | 24/03/2016 17:13:48 | Ana Claudia Garcia Lopes | Aceito |

Endereço: SMHS Quadra 501 Conjunto A
Bairro: SMHS **CEP:** 70.335-901
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3319-1494 **Fax:** (61)3319-1261 **E-mail:** comiteeticapesquisa@sarah.br



Continuação do Parecer: 1.579.124

| | | | | |
|----------------|-------------------------------------|------------------------|-----------------------------|--------|
| Folha de Rosto | Documento_folhaderostoplatформа.pdf | 24/03/2016 17:11:28 | Ana Claudia Garcia Lopes | Aceito |
|----------------|-------------------------------------|------------------------|-----------------------------|--------|

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 07 de Junho de 2016

Assinado por:
Mauren Alexandra Sampaio
(Coordenador)

Endereço: SMHS Quadra 501 Conjunto A

Bairro: SMHS

CEP: 70.335-901

UF: DF

Município: BRASILIA

Telefone: (61)3319-1494

Fax: (61)3319-1261

E-mail: comiteeticapesquisa@sarah.br

ANEXO 3. Escala de Ashworth Modificada.

| | |
|----|---|
| 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. |

ANEXO 4. Escala de atividade física de Janssen.

| | |
|---|---|
| 1 | Sedentários: zero 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. |

ANEXO 5. 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 maquiar-se.

[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.

ANEXO 6. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

Convidamos o(a) senhor(a) a participar do projeto de pesquisa “Eletroestimulação para favorecer a transferência em pivô sentado em indivíduos com lesão medular”, sob a responsabilidade da pesquisadora Ana Claudia Garcia Lopes.

O objetivo desta pesquisa é avaliar se a eletroestimulação pode ser utilizada como um recurso em potencial para favorecer a transferência em pivô sentado. Em indivíduos tetraplégicos a eletroestimulação possivelmente será utilizada em membros superiores e/ou tronco com objetivo de possibilitar a transferência da cadeira de rodas para superfície de mesma altura. Em indivíduos paraplégicos será realizada eletroestimulação em membros inferiores e/ou tronco com objetivo de verificar a possível diminuição de sobrecarga em membros superiores durante a transferência da cadeira de rodas para superfície de mesma altura.

Será realizada avaliação inicial para verificar o tipo de transferência que realiza da cadeira de rodas para cama e avaliação da resposta a eletroestimulação na coxa no Hospital SARA H no Programa de Neuroreabilitação em Lesão Medular, no Setor Hospitalar Sul. Em Ceilândia será realizada a documentação da transferência em Laboratório de Análise de Movimento, no CEM 4 ao lado da estação de metrô Guararoba, no Laboratório de Movimento da UnB.

Os desconfortos relatados pela eletroestimulação são: fadiga muscular e discreta vermelhidão da pele no local onde o eletrodo foi posicionado, que desaparece geralmente de forma espontânea, em alguns minutos. Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são quedas durante a transferência, que será minimizada pela presença de um profissional fisioterapeuta ao seu lado durante toda a execução.

O (a) senhor (a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá, além do mais rigoroso sigilo pela omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo (a). As informações obtidas nesse estudo serão confidenciais, sendo assegurado o sigilo sobre sua participação, quando da apresentação dos resultados em publicação científica ou educativa.

O (a) senhor (a) pode se recusar a participar de qualquer procedimento ou responder qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração. Todas as despesas que você tiver relacionadas diretamente ao projeto de pesquisa (tais como, passagem de transporte público para o local da pesquisa e alimentação no local da pesquisa) serão cobertas pelo pesquisador responsável. Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, você poderá ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Universidade de Brasília podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de cinco anos, após isso serão destruídos.

Se o (a) senhor (a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor, telefone com Ana Claudia Garcia Lopes ou Emerson Fachin na Universidade de Brasília, Campus Ceilândia no telefone (61) 8118-5886 ou fixo 3376-0252 no horário de 13:00 – 17:00 de segunda a sexta.

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Rede SARA H de Hospitais de Reabilitação. O CEP é composto por profissionais de diferentes áreas cuja função é defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. Qualquer dúvida com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do participante da pesquisa podem ser esclarecidos pelo telefone (61) 3319-1515 ou do e-mail comiteeticapesquisa@sarah.br. O CEP/FS se localiza SMHS Quadra 301 Bloco B Número 45 - 3º andar - Asa Sul - Brasília/DF - 70.330-150.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o senhor (a). Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade para participar deste estudo. Sua participação é muito importante. Obrigada por sua colaboração.

Brasília, ____ de _____ de _____.

Nome completo e assinatura do participante

Ana Claudia Garcia Lopes - Pesquisador responsável

ANEXO 7. Termo de Autorização para Utilização de Imagem e Som de Voz para fins de pesquisa.

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO DE IMAGEM E SOM DE VOZ PARA FINS DE PESQUISA

Eu, _____ autorizo a utilização da minha imagem e som de voz, na qualidade de participante/entrevistado (a) no projeto de pesquisa intitulado "Uso da eletroestimulação para favorecer a transferência em pivô sentado em indivíduos paraplégico após lesão medular" sob responsabilidade de Ana Claudia Garcia Lopes, fisioterapeuta atuante na Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação – Unidade Brasília e estudante de Mestrado do Programa de Pós Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde.

Minha imagem e som de voz obtidas das entrevistas podem ser utilizados apenas para análise por parte da pesquisadora e para apresentações em eventos profissionais e/ou acadêmicos.

Tenho ciência de que não haverá divulgação da minha imagem, nem som de voz, por qualquer meio de comunicação, sejam elas televisão, rádio ou internet, exceto nas atividades vinculadas ao ensino e à pesquisa. Tenho ciência também de que a guarda e demais procedimentos de segurança com relação às imagens e sons de voz são de responsabilidade da pesquisadora responsável.

Não há riscos diretos relacionados ao procedimento que será realizado neste estudo, no entanto, de acordo com a Resolução 466/12, zelando por evitar ou minimizar qualquer situação de desconforto ou constrangimento para falar sobre qualquer parte do tema proposto, será garantida a interrupção imediata da entrevista. Será garantida a manutenção do sigilo e da privacidade dos participantes em todas as fases da pesquisa, assim como a indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa.

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador responsável e do Comitê de Ética em Pesquisa, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

Pesquisador responsável: Ana Claudia Garcia Lopes. Endereço: SHIN QL 13 Área Especial C, Lago Norte/ Brasília - DF, 71535-005, Telefones: (61) 3319-1440/98118-5886. Telefone Comitê de Ética em Pesquisa da Associação das Pioneiras Sociais, telefone: (61) 3319-1494, email: comiteeticapesquisa@sarah.br ou endereço: SMHS 501 BLOCO A, 4º andar.

Deste modo, declaro que autorizo, livre e espontaneamente, o uso para fins de pesquisa, nos termos acima descritos, da minha imagem e som de voz.

Assinatura do (a) participante / responsável

Assinatura do (a) pesquisador (a)

Brasília, ____ de _____ de _____

ANEXO 8. Capa da publicação do artigo na Revista *European Journal of Translational Myology* de 2016 (ISSN: 2037-7460), classificada como B2 na Área Interdisciplinar da Qualis/CAPES (56).

Electrical stimulation to reduce the overload in upper limbs on SPT

Eur J Transl Myol 26 (4): 278-282

Electrical stimulation to reduce the overload in upper limbs during sitting pivot transfer in paraplegic: a preliminary study

Ana Claudia G. Lopes (1,2), Claudia Ochoa-Diaz (3), Roberto S. Baptista (3), Lucas O. Fonseca (3), Charles Fattal (4), Christine Azevedo Coste (5), Antônio P. L. Bó (3), Emerson Fachin-Martins (2)

(1) SARAH Network Rehabilitation Hospitals, Brasília, Brazil; (2) NTAAl, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília, Brazil; (3) LARA, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, Brazil; (4) Centre de Réhabilitation CRF, COS DIVIO, Dijon, France; (5) INRIA, LIRMM, Montpellier, France

This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Noncommercial License (CC BY-NC 4.0) which permits any noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author(s) and source are credited.

Abstract

Transfer is a key ability and allows greater interact with the environment and social participation. Conversely, paraplegics have great risk of pain and injury in the upper limbs due to joint overloads during activities of daily living, like transfer. The main goal of this study is to verify if the use of functional electrical stimulation (FES) in the lower limbs of paraplegic individuals can assist the sitting pivot transfer (SPT). The secondary objective is to verify if there is a greater participation of the lower limbs during lift pivot phase. A preliminary study was done with one complete paraplegic individual. Temporal parameters were calculated and a kinetic assessment was done during the SPT. The preliminary results showed the feasibility of FES for assisting the SPT.

Key Words: spinal cord injuries, paraplegia, functional electrical stimulation, kinetics, biomechanics, rehabilitation

Eur J Transl Myol 26 (4): 278-282

Transfer is a key ability to gain mobility, independence, allows greater interaction with environment, social participation and improves quality of life for individuals with spinal cord injury (SCI).¹⁻⁴ The most performed type of transfer by paraplegic subjects is sitting pivot transfer (SPT).^{5,6} In most of the cases, they have potential to perform this task independently between 15 to 20 times a day on average.⁵ This large number of transfers also contributes to the development or perpetuation of secondary upper limbs (UL) musculoskeletal impairments over time and it is known that after SCI, individuals have great risks of pain and injury in the UL due to joint overloads during activities of daily living.⁵⁻⁸

Neuromuscular electrical stimulation (NMES) can be used as a potential technological resource to assist these people during transfers. NMES used as a functional way, is known as functional electrical stimulation (FES). Murphy et al. in 2014 demonstrated that FES applied on extensor muscles of the trunk favors the balance during the transfer.⁹ Jovic et al. suggested in a previous study in 2013 with healthy subjects that FES on lower limbs (LL) may decrease the overload on UL

during the SPT in paraplegics,¹⁰ and, two years later, Jovic et al. showed that FES on LL decreases the overload on UL during the transfer from sitting to standing in individuals with low quadriplegia and paraplegia.¹¹ So far, we did not find reports of FES use during the SPT on SCI individuals. Therefore, any information about the effect of FES in this population would be a valuable contribution to think about new strategies to aid SCI subjects during SPTs.

Material and Methods

Participant

The participant of this study is a male subject (37 years old, 1.70 m, 67.40 kg and manual preference for right hand) with complete sensory-motor thoracic traumatic spinal cord injury (T9), AIS A (American Spinal Injury Association Impairment Scale) and with 3 years post-SCI. He is a manual wheelchair user who is capable to perform a SPT without physical or technical assistance, routinely using this type of transfer in daily life for both sides (right/left). Additionally, he does not have any condition that affects the ability to transfer or the use of electrical stimulation.

ANEXO 9. Capa do capítulo do livro PROFISIO - Atualização em Fisioterapia Neurofuncional de 2017 desenvolvido pela editora Secad (Sistema de Educação Continuada a Distância) em parceria com a Associação Brasileira de Fisioterapia Neurofuncional (ABRAFIN).

SOLUÇÕES TECNOLÓGICAS QUE INCORPORAM ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DE MÚSCULOS PARALISADOS COMO MECANISMO PROPULSOR DE PRODUTOS ASSISTIVOS PARA PESSOAS COM PARAPLEGIA

Emerson Fachin-Martins¹
 Juliana Araújo Guimarães²
 Ana Cláudia Garcia Lopes³
 Sérgio Henrique Rodolpho Ramalho⁴
 Lucas Oliveira da Fonseca⁵
 Antônio Padilha Lanari Bô⁶
 Henrique Resende Martins⁷
 João Luiz Quagliotto Durigan⁸
 Christine Azevedo Coste⁹

¹ Fisioterapeuta formado pela Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), mestre e doutor em Psicologia na área de concentração de Neurociências e Comportamento pela Universidade de São Paulo (USP), professor associado no curso de Fisioterapia da Faculdade de Ciências (FCE) da Universidade de Brasília (UnB), professor permanente nos Programas de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde (PPGCTS), em Ciências da Reabilitação (PPGCR) e no Programa em Rede Nacional de Mestrado Profissionalizante para Núcleos de Inovação Tecnológica (PROFNIT). Pós-doutorado em Controle e Automação junto ao Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM, França). Bolsista Produtividade CNPq em Desenvolvimento Tecnológico e Extensão Inovadora – Nível 2. Coordena o Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI) e é gestor brasileiro do projeto de cooperação internacional *Coordination and Autonomy by Controlled and Automated Outcomes (CACAO)*.

² Fisioterapeuta formada pela Universidade Estadual de Goiás (UEG), residente em Urgência e Emergência pelo Hospital das Clínicas na Universidade Federal de Goiás, especialista em Fisioterapia Neurofuncional pelo Centro de Estudos Avançados em Fisioterapia (CEAFI), estudante de mestrado regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde (PPGCTS) da Faculdade de Ciências (FCE) da Universidade de Brasília (UnB), participante do Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI).

³ Fisioterapeuta formado pela Universidade Cidade de São Paulo (UNICID), especialista em Fisioterapia Neurofuncional pela Inmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (SCMSP), estudante de mestrado regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde (PPGCTS) da Faculdade de Ciências (FCE) da Universidade de Brasília (UnB), fisioterapeuta da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação – Brasília do Programa de Neuromobilização em Lesão Medular, participante do Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI/UnB).

⁴ Médico formado pela Universidade Federal Fluminense (UFF), residência em Clínica Médica pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) e em Cardiologia pela Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ), especialista em MBA Executivo em Saúde pela Fundação Getúlio Vargas, mestre e estudante de doutorado regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde (PPGCTS) da Faculdade de Ciências (FCE) da Universidade de Brasília (UnB), líder na área de Clínica Médica e do Laboratório de Função Cardiorpulmonar da Rede SARAH de Hospitais de Reabilitação – Brasília, participante do Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI/UnB).

⁵ Engenheiro de Controle e Automação formado pela Universidade de Brasília (UnB), possui experiência em automação de processos de segurança, monitoramento e conforto, desenvolvimento de Tecnologia da Informação e gestão de projetos industriais. Atualmente trabalha com tecnologia assistiva. Mestre e estudante de doutorado regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PPGEA) da Faculdade de Tecnologia (FT) da Universidade de Brasília (UnB), gerente de engenharia do projeto *Empoderando Mobilidade e Autonomia (EMA)*, participante do Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI).

⁶ Engenheiro de Controle e Automação formado pela Universidade de Brasília (UnB), mestre em Engenharia Elétrica pela Universidade de Brasília (UnB) e doutor em Sistemas Automáticos e Microeletrônicos pela Université de Montpellier 2 (LIRMM, França), professor adjunto no Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Tecnologia (FT) da Universidade de Brasília (UnB), professor permanente no Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PPGEA) da Faculdade de Tecnologia (FT) da Universidade de Brasília (UnB). Concentra suas atividades no Laboratório de Automação e Robótica (LARA). Colabora na gestão do Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI), é colaborador no projeto de cooperação internacional *Coordination and Autonomy by Controlled and Automated Outcomes (CACAO)* e coordena o projeto *Empoderando Mobilidade e Autonomia (EMA)*.

⁷ Engenheiro Elétrico formado pela Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), mestre em Engenharia Biomédica pela Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), professor adjunto no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e pesquisador do Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica (NEPEB/UFMG). Colabora com o Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação (NTAAI).

ANEXO 10. Capa do artigo submetido e aceito para apresentação na *IEEE Life Sciences Conference* que acontecerá em dezembro de 2017, Sydney, Austrália (64).

Towards Transfers in Paraplegia Assisted by Electrical Stimulation and Inertial System

Lucas O. da Fonseca¹, Ana Claudia Garcia Lopes², Claudia Ochoa-Diaz¹,
Christine Azevedo-Coste³, Emerson Fachin-Martins² and Antônio P. L. Bó¹

Abstract—Spinal cord injured (SCI) patients that have no lower limb motor function perform several transfers during a day. Those transfers are from and to a wheelchair, a car, a hygienic chair, among other situations. These repetitive motions can cause overload on their upper limbs over time. Functional Electrical Stimulation may be used to induce contraction on knee extensors, providing additional support at the joint level during transfer. However, the design of the interface with which to control the onset of stimulation is challenging. The use of some automated system is beneficial, particularly since the user is using both hands to perform the transfer. Therefore, the precise moment of activation is important because, if erroneous, it can cause the user's loss of balance. A system with which the users themselves can activate the stimulation with triggers in gloves is used to collect kinematic data from SCI patients during Sitting Pivot Transfers. The results show that the trunk angle can be used along a threshold for a reliable assistance device. Strategies for portability using a wireless inertial measurement unit are also discussed.

I. INTRODUCTION

A spinal cord injury (SCI) can deeply impact the individual's life and there are numerous challenges they must face everyday. Transfer from/to wheelchair is a key ability to gain mobility and independence, allowing greater interaction with the environment, besides social participation and improvements of the quality of life for individuals with spinal cord injury [9], [12], [4], [7]. The most commonly performed type of transfer by paraplegic subjects is sitting pivot transfer (SPT) [11], [3]. In most of the cases, they have potential to perform this task independently. The SPT is executed on average 15 to 20 times a day [11]. This large number of transfers also contributes to the development or perpetuation of secondary upper limbs musculoskeletal impairments over time and it is known that after SCI, individuals have great risks of pain and injury in the upper limb due to joint overloads during activities of daily living [11], [1], [2]. Functional electrical stimulation (FES) can be used as a potential technological resource to assist these people during transfers [8], [10], [6], [5]. However, how the user activates the stimulation poses a problem. Since he uses both upper limbs during the transfer, any strategy that requires manual activating at the time of stimulation is

not practical. The moment of the stimulation onset must be automated in order to free the user's upper limbs.

We hypothesized that kinematic information could be used to trigger the stimulation with minimal user training, as proposed by [5]. A possible system for FES-assisted SPT could work as follows: the user has some kind of interface, like a switch, that he uses to enter a "SPT mode" when he is already in the starting position. Then he places his hand wherever he wishes and perform the transfer. The IMU, placed over his C7 vertebra, captures the trunk angle and triggers the lower limbs stimulation according to the relative angle threshold previously set to that user.

We have previously performed similar tests with able-bodied subjects [8] with manual stimulation triggering. This work was motivated by the following questions: 1) can an inertial measurement unit (IMU) collect kinematic information capable of reliably trigger FES for SPT assist on paraplegic subjects? And 2) can this IMU be placed on the user such as a wearable device? In order to do that we captured kinematic data from SCI subjects performing numerous SPTs with two different systems simultaneously; an IMU and a motion capture system. In addition, we developed a glove that allowed the subject to activate the stimulation as intended during the transfer.

II. METHODS

A. Subjects and setup

Three patients underwent the experiment: 2 men and 1 woman aging between 34 and 49 years old, all with AIS A (American Spinal Injury Association Impairment Scale) lesions between T2 and T11. They signed the Consent Form, which, along with this work, was approved by the Research and Ethics Committee (CAAE: 54748116.9.0000.0022). This work was approved by the Ethical Committee from the SARAH Network Rehabilitation Hospitals.

The patients were involved in two sessions. The first one took place at the hospital, where a physiotherapist applied a physical exam to make sure he/she was able to perform the task of SPT. The second session was the experiment in the laboratory.

Two benches were placed next to each other, with a 10° angle in between. The patient's feet were positioned in front of the benches, and equidistantly to both of them. There were specific places for positioning the hands, which were kept unchanged during the whole work. The experimental set-up can be seen on Fig. 1.

In order to collect accurate kinematic data, a golden standard motion capture system was used. Also, an IMU collected

This work was funded by Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, and Fundação de Apoio à Pesquisa - FAP/DF

¹Robotics and Automation Laboratory - LARA, Electrical Engineering Department, University of Brasília - UnB

²Physiotherapy Department, Faculdade de Ceilândia, University of Brasília - UnB

³Institut de Recherche en Informatique et Automatique - INRIA, LIRMM, Montpellier, France

ANEXO 11. Termo de concordância para a realização da pesquisa na Universidade de Brasília.



Universidade de Brasília
 CAMPUS DE CEILÂNDIA
 Faculdade de Ceilândia



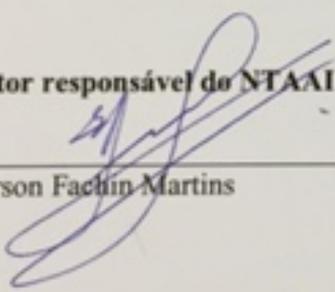
NTAAI UnB
 Núcleo de Tecnologia Assistiva,
 Acessibilidade e Inovação

TERMO DE CONCORDÂNCIA

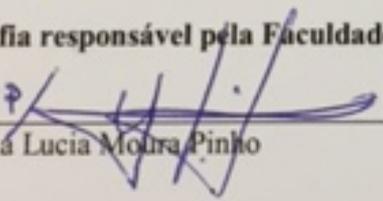
O Prof. Dr. Emerson Fachin Martins, orientador e diretor responsável do NTA AI – Núcleo de Tecnologia Assistiva, Acessibilidade e Inovação e a prof. Dr. Diana Lucia Moura Pinho, chefe responsável pela Faculdade de Ceilândia, manifestam sua concordância com a realização da pesquisa intitulada “Eletroestimulação como recurso tecnológico para favorecer a transferência em pivô sentado em indivíduos com lesão medular”, que será realizada na Universidade de Brasília, pela pesquisadora responsável Ana Claudia Garcia Lopes, vinculada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da com Seres Humanos da Rede SARA H de Hospitais de Reabilitação.

Brasília, 26 / JANUÁRIO / 2016

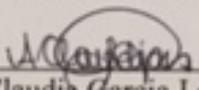
Diretor responsável do NTA AI:


 Emerson Fachin Martins

Chefia responsável pela Faculdade de Ceilândia:


 Diana Lucia Moura Pinho

Pesquisadora responsável pelo protocolo de pesquisa:


 Ana Claudia Garcia Lopes

ANEXO 12. Dados brutos de cada uma das transferências realizadas pelos sujeitos, agrupadas pelo lado realizado (direito e esquerdo) e desfecho (com e sem FES). Em vermelho estão as transferências excluídas da análise.

| Sujeito | Direção | FES | Nota | Observações | Fmáx MMII | Fmáx MMII | Offset sob pés | Fméd MMII semoffset | Fmáx MMII semoffset | Fméd MMII semoffset normalizada | Fmáx MMII sem offset normalizada | Ângulo méd tronco | Ângulo máx tronco | Desloc máx CG | Desloc lateral pelve | Desloc vertical pelve | Tempo fase EP |
|---------|---------|-----|------------------|------------------|------------|------------|----------------|---------------------|---------------------|---------------------------------|----------------------------------|-------------------|-------------------|---------------|----------------------|-----------------------|---------------|
| P1 | D | 0 | 5 | | 529,726831 | 542,117737 | 382,6 | 147,1268308 | 159,5177368 | 0,283263055 | 0,307119247 | 67,9392326 | 73,37338257 | 0,815305531 | 0,364731073 | 0,57236582 | 0,71499968 |
| | D | 0 | 5 | | 519,789475 | 533,052673 | 382,6 | 137,1894747 | 150,4526733 | 0,264130679 | 0,289666294 | 57,58765308 | 59,58402634 | 0,814028978 | 0,32957226 | 0,548891246 | 0,60500002 |
| | D | 0 | 5 | | 521,272422 | 526,632324 | 382,6 | 138,6724221 | 144,0323242 | 0,266985795 | 0,277305206 | 64,68409164 | 68,64585114 | 0,811987162 | 0,350036353 | 0,557987571 | 0,63999987 |
| | E | 0 | 5 | | 523,919683 | 534,014893 | 382,6 | 141,319683 | 151,4148926 | 0,272082563 | 0,291518854 | 66,21113623 | 69,21721649 | 0,811488807 | 0,286829054 | 0,546076477 | 0,51999998 |
| | E | 0 | 5 | | 526,568307 | 531,325684 | 382,6 | 143,9683068 | 148,7256836 | 0,277181954 | 0,286341324 | 66,42836675 | 68,49364471 | 0,809903026 | 0,283343256 | 0,539113939 | 0,5 |
| | E | 0 | 4 | Arrastou quadril | 523,145046 | 526,061096 | 382,6 | 140,5450462 | 143,4610962 | 0,270591156 | 0,276205422 | 60,4177019 | 61,96268845 | 0,816376686 | 0,266140878 | 0,542816818 | 0,43000007 |
| | D | 1 | 5 | | 592,886333 | 606,059753 | 382,6 | 210,2863334 | 223,4597534 | 0,404863946 | 0,43022671 | 54,96856846 | 57,73065186 | 0,819188774 | 0,324823231 | 0,574784875 | 0,82500005 |
| | D | 1 | 4 | Atmsou EENM | 583,960883 | 616,464233 | 382,6 | 201,3608827 | 233,8642334 | 0,38767979 | 0,450258439 | 66,71346328 | 72,56018829 | 0,82222271 | 0,308235884 | 0,613803029 | 0,875 |
| | D | 1 | 3 | Arrastou quadril | 591,035903 | 624,597717 | 382,6 | 208,4359033 | 241,9977173 | 0,401301315 | 0,465917823 | 64,09357024 | 71,60746765 | 0,816225052 | 0,318681508 | 0,603450537 | 0,71999979 |
| | E | 1 | 5 | | 578,69575 | 586,581055 | 382,6 | 196,0957501 | 203,9810547 | 0,377542838 | 0,392724403 | 58,64546728 | 61,68865204 | 0,8238886 | 0,321192503 | 0,575152934 | 0,69999981 |
| | E | 1 | 5 | | 585,690679 | 604,914795 | 382,6 | 203,0906787 | 222,3147949 | 0,391010163 | 0,428022324 | 66,95197039 | 73,04464722 | 0,810813189 | 0,307569952 | 0,589944005 | 0,74499989 |
| | E | 1 | 4 | | 573,91151 | 597,139709 | 382,6 | 191,3115098 | 214,5397095 | 0,368331748 | 0,413052964 | 66,0117263 | 70,8602829 | 0,812342703 | 0,291901171 | 0,59159857 | 0,73000002 |
| | D | 0 | 5 | | 523,393125 | 544,054504 | 354,4 | 168,9931247 | 189,6545044 | 0,185421467 | 0,208091403 | 50,22460382 | 53,59199142 | 0,85826242 | 0,241335869 | 0,614296675 | 0,3900001 |
| | D | 0 | 5 | | 545,233349 | 569,226685 | 354,4 | 190,83349 | 214,8266846 | 0,209385001 | 0,235710648 | 53,62164472 | 55,61453247 | 0,859794615 | 0,314114183 | 0,638606131 | 0,45499992 |
| | D | 0 | 5 | | 541,0685 | 562,164917 | 354,4 | 186,6684999 | 207,764917 | 0,204815119 | 0,227962384 | 65,69247202 | 67,7121048 | 0,859107792 | 0,288334012 | 0,589888752 | 0,47500014 |
| E | 0 | 5 | | 524,475044 | 589,570496 | 354,4 | 170,0750444 | 235,1704956 | 0,186608563 | 0,258032144 | 51,67871435 | 52,9226532 | 0,871228158 | 0,279720604 | 0,640948176 | 0,36999989 | |
| E | 0 | 4 | Arrastou quadril | 515,739864 | 545,55957 | 354,4 | 161,3398643 | 191,1595703 | 0,177024209 | 0,209742781 | 53,29441602 | 60,5542984 | 0,859632313 | 0,312688589 | 0,557194054 | 0,27499998 | |
| E | 0 | 5 | | 548,55004 | 573,494995 | 354,4 | 194,1500403 | 219,0949951 | 0,213023963 | 0,240393894 | 58,07372202 | 59,15789032 | NAN | 0,269377232 | 0,586230755 | 0,44000006 | |
| D | 1 | 5 | | 556,971534 | 569,197266 | 354,4 | 202,5715343 | 214,7972656 | 0,222264137 | 0,235678369 | 40,99184716 | 44,23486328 | 0,864659786 | 0,279128432 | 0,598237336 | 0,44000006 | |
| D | 1 | 4 | Pé deslizou | 541,832223 | 568,609375 | 354,4 | 187,4322232 | 214,209375 | 0,205653087 | 0,235033328 | 42,64028085 | 46,2731781 | 0,860318244 | 0,262640327 | 0,594073772 | 0,44499993 | |
| D | 1 | 5 | | 556,048455 | 576,94751 | 354,4 | 201,6484552 | 222,5475098 | 0,221251322 | 0,244182038 | 58,01354477 | 61,79859161 | 0,87226218 | 0,353085428 | 0,581912935 | 0,49500012 | |
| E | 1 | 5 | | 559,706013 | 591,309937 | 354,4 | 205,3060135 | 236,9099365 | 0,225264443 | 0,259940681 | 58,57886343 | 62,51314926 | 0,855186105 | 0,284759372 | 0,560722351 | 0,39499998 | |
| E | 1 | 5 | | 567,632743 | 604,552979 | 354,4 | 213,2327427 | 250,1529785 | 0,233961754 | 0,27447112 | 55,41466917 | 61,01655579 | 0,843482018 | 0,358092487 | 0,625770569 | 0,58999991 | |
| E | 1 | 2 | Arrastou quadril | 529,94544 | 585,457825 | 354,4 | 175,54544 | 231,0578247 | 0,192610753 | 0,253519667 | 55,19810158 | 60,81409836 | 0,855882049 | 0,274998069 | 0,544855535 | 0,38499999 | |
| D | 0 | 4 | Arrastou quadril | 403,468865 | 411,961365 | 320,8 | 82,6688648 | 91,16136475 | 0,14012622 | 0,154521264 | 32,95623243 | 33,74222946 | 0,816144884 | 0,197705984 | 0,560628772 | 0,41499996 | |
| D | 0 | 5 | | 391,197089 | 411,956573 | 320,8 | 70,3970893 | 91,15657349 | 0,11932519 | 0,154513142 | 31,97379395 | 33,58909607 | 0,82301271 | 0,24124679 | 0,57752955 | 0,53499985 | |
| D | 0 | 5 | | 397,415407 | 417,884338 | 320,8 | 76,61540677 | 97,08433838 | 0,129865426 | 0,164560883 | 34,94168659 | 37,9437294 | 0,822532952 | 0,245311171 | 0,5866189 | 0,50500011 | |
| E | 0 | 5 | | 396,864754 | 410,912994 | 320,8 | 76,06475425 | 90,11299438 | 0,128932053 | 0,152744244 | 35,04927037 | 37,32347488 | 0,818315983 | 0,319492012 | 0,572038412 | 0,5 | |
| E | 0 | 5 | | 398,361603 | 420,538361 | 320,8 | 77,56160278 | 99,7383606 | 0,131469257 | 0,16905953 | 39,41130166 | 43,10867691 | 0,82608211 | 0,307342738 | 0,601358116 | 0,54499984 | |
| E | 0 | 5 | | 397,394454 | 413,717957 | 320,8 | 76,59445376 | 92,91795654 | 0,12982991 | 0,15749874 | 39,70484035 | 44,68897629 | 0,838487327 | 0,297249436 | 0,618933678 | 0,56999993 | |
| D | 1 | 5 | | 417,453311 | 433,415558 | 320,8 | 96,65331124 | 112,6155579 | 0,163830279 | 0,190886768 | 36,56885835 | 41,17800903 | 0,844990671 | 0,228553057 | 0,632035017 | 0,52999997 | |
| D | 1 | 5 | | 418,487638 | 437,797791 | 320,8 | 97,68763799 | 116,9977905 | 0,165583494 | 0,198314785 | 41,44625275 | 45,34661865 | 0,839615285 | 0,24774757 | 0,627599597 | 0,50500011 | |
| D | 1 | 5 | | 409,326203 | 425,931396 | 320,8 | 88,52620299 | 105,1313965 | 0,150054585 | 0,178200889 | 37,16047705 | 39,74479675 | 0,824046373 | 0,260733187 | 0,589240313 | 0,50999999 | |
| E | 1 | 5 | | 428,156993 | 461,75827 | 320,8 | 107,356993 | 140,9582703 | 0,181973342 | 0,238928521 | 43,42260397 | 48,30545807 | 0,844807088 | 0,327202111 | 0,633879781 | 0,56999993 | |
| E | 1 | 5 | | 424,043792 | 446,410034 | 320,8 | 103,2437918 | 125,6100342 | 0,175001342 | 0,212912798 | 40,83749277 | 44,36361694 | 0,829173803 | 0,285799652 | 0,61234802 | 0,4849999 | |
| E | 1 | 5 | | 419,216859 | 439,624084 | 320,8 | 98,41685936 | 118,8240845 | 0,166819546 | 0,201410408 | 41,78650905 | 45,78596878 | 0,825090289 | 0,368555009 | 0,602528334 | 0,51999998 | |

Continuidade ANEXO 12.

| Sujeito | Direção | FES | Nota | Observações | Fméd MMII | Fmáx MMII | Offset sob pés | Fméd MMII semoffset | Fmáx MMII semoffset | Fmédia MMII semoffset normalizada | Fmáx MMII sem offset normalizada | Ângulo méd tronco | Ângulo máx tronco | Desloc máx CG | Desloc lateral pelve | Desloc vertical pelve | Tempo fase EP |
|---------|---------|-----|------------------|------------------|------------|-------------|----------------|---------------------|---------------------|-----------------------------------|----------------------------------|-------------------|-------------------|---------------|----------------------|-----------------------|---------------|
| P4 | D | 0 | 1 | Arrastou quadril | 459,984304 | 472,310944 | 374,07 | 85,01430365 | 98,2409436 | 0,186526929 | 0,213289066 | 58,21570698 | 65,26843262 | 0,849647284 | 0,191216886 | 0,610866547 | 0,72000003 |
| | D | 0 | 4 | | 459,596047 | 466,373169 | 374,07 | 85,52604749 | 92,30316895 | 0,185683994 | 0,200397675 | 57,30556883 | 65,58460236 | 0,8456496 | 0,308738887 | 0,622540534 | 0,97999999 |
| | D | 0 | 5 | | 459,283964 | 467,416138 | 374,07 | 85,21396362 | 93,3461377 | 0,185006434 | 0,202662044 | 57,63394975 | 66,58733368 | 0,840019584 | 0,33339867 | 0,615971565 | 0,80500007 |
| | E | 0 | 4 | | 456,655494 | 462,072968 | 374,07 | 82,58549365 | 88,00296753 | 0,179299813 | 0,191061588 | 64,93075391 | 67,7095871 | 0,821417809 | 0,261665344 | 0,609567225 | 0,62000012 |
| | E | 0 | 5 | | 458,569808 | 471,219208 | 374,07 | 84,49980842 | 97,14920776 | 0,183455945 | 0,210918818 | 56,53704416 | 64,19818878 | 0,844099939 | 0,359039485 | 0,618159592 | 0,99000001 |
| | E | 0 | 5 | | 460,615027 | 470,687714 | 374,07 | 86,54502691 | 96,61771362 | 0,187896281 | 0,209764901 | 64,30278186 | 73,66648865 | 0,849652588 | 0,295830905 | 0,675481141 | 1,11000013 |
| | D | 1 | 3 | Arrastou quadril | 502,023533 | 526,44574 | 374,07 | 127,9535331 | 152,3757397 | 0,27779751 | 0,330820104 | 52,02451486 | 56,78702164 | 0,840775907 | 0,183142185 | 0,619124293 | 0,49000001 |
| | D | 1 | 5 | | 488,705311 | 499,86792 | 374,07 | 114,6353108 | 125,7979199 | 0,248882568 | 0,273117499 | 59,99851981 | 68,52227783 | 0,837691545 | 0,42229864 | 0,640148282 | 0,83500016 |
| | D | 1 | 5 | | 488,650441 | 499,25116 | 374,07 | 114,580441 | 125,1811597 | 0,248763441 | 0,271778462 | 52,39723263 | 59,42669678 | 0,838695168 | 0,42761004 | 0,607175052 | 0,86500001 |
| | E | 1 | 3 | Arrastou quadril | 505,37416 | 535,0911255 | 374,07 | 131,30416 | 161,0211255 | 0,285071993 | 0,349589938 | 52,84967912 | 58,26806259 | 0,837624967 | 0,235649735 | 0,600375056 | 0,470000029 |
| | E | 1 | 5 | | 492,692953 | 510,920105 | 374,07 | 118,6229527 | 136,850105 | 0,257540062 | 0,29711269 | 61,64241603 | 72,3782959 | 0,853377223 | 0,345619023 | 0,677610099 | 0,85000014 |
| | E | 1 | 5 | | 487,14446 | 498,96521 | 374,07 | 113,0744599 | 124,89521 | 0,245493834 | 0,271157642 | 59,16671691 | 67,0178299 | 0,84848547 | 0,378390431 | 0,634784341 | 0,94499993 |
| | D | 0 | 2 | Arrastou quadril | 462,858422 | 482,773285 | 367,2 | 95,65842248 | 115,5732849 | 0,211736736 | 0,255817621 | 57,64641891 | 65,66018677 | NaN | 0,262190044 | 0,564171374 | 1,22000003 |
| | D | 0 | 4 | | 422,634539 | 427,214172 | 367,2 | 55,43453899 | 60,01417236 | 0,122702508 | 0,132839374 | 52,71773133 | 57,77155304 | 0,793772817 | 0,317965955 | 0,592733383 | 0,60500002 |
| D | 0 | 5 | | 420,424569 | 431,917847 | 367,2 | 53,22456908 | 64,71784668 | 0,117781013 | 0,143250801 | 59,24975178 | 66,70615387 | 0,791389346 | 0,351795018 | 0,59246099 | 0,80000019 | |
| E | 0 | 4 | | 420,951828 | 434,358429 | 367,2 | 53,75182754 | 67,15842896 | 0,118977882 | 0,148652948 | 51,93049486 | 56,11323166 | 0,77863276 | 0,239553809 | 0,595000446 | 1,63499975 | |
| E | 0 | 1 | Arrastou quadril | 423,148323 | 438,200592 | 367,2 | 55,94832267 | 71,00059204 | 0,123839751 | 0,157147448 | SI | 65,17534637 | 0,795431223 | 0,135477345 | 0,572492957 | 0,28999996 | |
| E | 0 | 4 | | 427,794719 | 434,89798 | 367,2 | 60,59471902 | 67,69797974 | 0,134124395 | 0,149847226 | 49,87054313 | 54,84903717 | 0,791209936 | 0,276056588 | 0,570872009 | 0,41999984 | |
| D | 1 | 4 | | 451,435727 | 475,177216 | 367,2 | 84,23572693 | 107,9772156 | 0,186452979 | 0,239003974 | 54,97096013 | 65,81852722 | 0,810242832 | 0,333398819 | 0,619088531 | 0,54500008 | |
| D | 1 | 4 | | 450,288349 | 458,006287 | 367,2 | 83,08834947 | 90,80628662 | 0,183913297 | 0,200996694 | 46,94555935 | 50,20330811 | 0,786947012 | 0,380827904 | 0,607495844 | 0,52999997 | |
| D | 1 | 5 | | 460,247626 | 473,228668 | 367,2 | 93,04762585 | 106,0286682 | 0,205957824 | 0,23469093 | 60,61379648 | 66,41596222 | SI | 0,285191268 | 0,60883671 | 0,53500009 | |
| E | 1 | 5 | | 472,218093 | 493,759766 | 367,2 | 105,0180932 | 126,5597656 | 0,232454056 | 0,280135831 | 58,45694047 | 69,61425781 | 0,805644155 | 0,347283483 | 0,631801367 | 0,68499994 | |
| E | 1 | 3 | Extensão quadril | 475,179899 | 495,18689 | 367,2 | 107,9798987 | 127,9868896 | 0,239009913 | 0,283294722 | 50,07721084 | 58,17589188 | 0,814929724 | 0,280975878 | 0,635582745 | 0,55500007 | |
| E | 1 | 5 | | 468,324067 | 500,621063 | 367,2 | 101,1240666 | 133,4210632 | 0,223834757 | 0,295323085 | 54,53823219 | 66,30657959 | 0,795351565 | 0,311373562 | 0,637398601 | 0,65999985 | |

FES: Functional Electrical Stimulation ; F: força; MMII: membros inferiores; méd: média; máx: máxima; desloc: deslocamento; CG: centro de gravidade; EP: elevação e pivô; SI: sem informação.

ANEXO 13. Recursos financeiros que estavam disponíveis para o projeto de pesquisa.

1 – DESCRIÇÃO DO PROJETO

| | | |
|---|------------------------------------|-------------------------------------|
| Título do Projeto TECNOLOGIA PARA CONTROLE ARTIFICIAL E NATURAL DE TRANSFERÊNCIAS E POSTURAS ASSISTIDAS POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA APÓS LESÃO MEDULAR | Período de Execução | |
| | Início 01/02/2015 | Término 31/01/2018 |

2 – MISSÕES DE TRABALHO DO PESQUISADOR VISITANTE

| 1ª VISITA |
|--|
| Período: 01/ 12/ 2015 até 31/ 12/ 2015 (mín. 30 dias e máx. 90 dias) |
| Descrição das Atividades: <p>Na primeira visita em 2015, a pesquisadora participará do workshop: "O QUE PODEMOS INVESTIGAR, DESENVOLVER E INOVAR EM TECNOLOGIA ASSISTIVA? – QU'EST-CE QUE ON PEUT RECHERCHER, DEVELOPER ET INOVER DANS LA TECHNOLOGIE DE L'ASSISTANCE", ocasião em que a pesquisadora irá apresentar sua trajetória profissional, linhas de pesquisa e desenvolvimento tecnológico, bem como seus atuais projetos em andamento. Serão convidados pesquisadores de outras instituições brasileiras das áreas de engenharia e saúde que trabalham com reabilitação. Ainda neste workshop a pesquisadora participará de oficinas promovidas para se conceber projetos em cooperação franco-brasileira. Está prevista também a participação como docente convidada em curso do PPGCTS e do PGEA, em que ministrará aulas relacionadas a processamento de sinais e controle aplicadas a engenharia biomédica e tecnologias em saúde. Durante a visita, também será realizada integração dos equipamentos necessários para consolidação de plataforma padronizada para experimentos de verticalização assistida por eletroestimulação funcional. Após a visita, ambas as instituições (INRIA-LIRMM e UnB) irão iniciar testes para validação dos ambientes experimentais e protocolos. Tais testes serão realizados inicialmente em indivíduos sem comprometimento motor. A partir de tais resultados parciais, será possível iniciar trabalho colaborativo a distância de desenvolvimento de software para processamento de sinais provenientes dos sensores utilizados, bem como coordenação entre controles natural e artificial do movimento usando eletroestimulação funcional.</p> |

| 2ª VISITA |
|--|
| Período: 01/ 01/ 2016 até 31/ 01/ 2016 (mín. 30 dias e máx. 90 dias) |
| Descrição das Atividades: <p>Na visita em 2016, a pesquisadora participará da execução de experimentos para validação dos ambientes experimentais e protocolos dos projetos propostos que viabilizarão a coleta de dados padronizados tanto no Brasil como na França. Serão propostas reuniões para discussão dos resultados parcialmente coletados nesta visita para que a pesquisadora possa prestar orientações da continuidade das pesquisas por meio do envio e acolhimento de pesquisadores brasileiros e franceses respectivamente. Deve ser realizado também curso relacionado a processamento de sinais e controle artificial do movimento na disciplina TÓPICOS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA no PGEA.</p> |

| 3ª VISITA |
|---|
| Período: 01/ 05/ 2017 até 31/ 05/ 2017 (mín. 30 dias e máx. 90 dias) |
| <p>Descrição das Atividades:</p> <p>Na visita em 2017, a pesquisadora participará de reuniões para avaliar os benefícios da verticalização assistida por eletroestimulação investigados pelo grupo brasileiro. Os resultados previstos para essa fase do projeto envolvem desde novos recursos de software para processamento de sinais dos sensores de movimento e controle da eletroestimulação funcional até testes realizados em indivíduos com lesão medular. Participará também do I FÓRUM INTERNACIONAL DE PESQUISA, DESENVOLVIMENTO E INOVAÇÃO EM TECNOLOGIA ASSISTIVA organizado pelo NTAAl/UnB. Neste evento, a pesquisadora irá ministrar palestras e participar de mesas de discussão. Ainda, a pesquisadora ministrará módulos da disciplina TÓPICOS EM SAÚDE, FUNCIONALIDADE, OCUPAÇÃO E CUIDADO no PPGCTS (Faculdade de Ceilândia - UnB) Ao final da sua visita, estaremos planejando mais uma etapa de envio e acolhimento de pesquisadores brasileiros e franceses respectivamente.</p> |

3 – PLANO DE APLICAÇÃO (em R\$)

| Especificação das despesas | TOTAIS |
|---|-----------------------|
| Despesas de Custeio | |
| Diária | R\$ 50.000,00 |
| Material de Consumo | R\$ 36.000,00 |
| Passagem e despesa com Locomoção | R\$ 15.100,00 |
| Serviços de Terceiros – Pessoa Física | R\$ 0,00 |
| Serviços de Terceiros – Pessoa Jurídica | R\$ 36.000,00 |
| TOTAL GERAL | R\$ 137.100,00 |

O Plano de Aplicação deve ser confeccionado corretamente, pois ele é a base para execução, controle, fiscalização e prestação de contas do projeto. Para obter informações detalhadas sobre as características de cada elemento de despesa, consulte a [Portaria 448/2002](#); e o item II.1.4. Itens Financiáveis, Edital N.º 07/2014 – Pesquisador Visitante Especial.

| | |
|----------------------------|---|
| DESCRIÇÃO | Descrição das diárias, material de consumo, passagens e despesas de locomoção ou serviços de terceiros que serão necessários. |
| ELEMENTO DE DESPESA | Diária Material de Consumo Passagem e despesa com Locomoção Serviços de Terceiros – Pessoa Física Serviços de Terceiros – Pessoa Jurídica |
| UNIDADE | Unidade de medida que melhor caracterize o produto. |
| QUANTIDADE | Quantidade prevista para cada unidade de medida. |

Legenda dos elementos que compõem a tabela.

| DESCRIÇÃO | ELEMENTO DE DESPESA | UNIDADE | QUANTIDADE |
|---|--|--|---------------|
| MATERIAL BIBLIOGRÁFICO NÃO IMOBILIZÁVEL | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de obras | R\$ 3.000,00 |
| FERRAMENTAS | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de ferramentas | R\$ 1.000,00 |
| MATERIAL DE EXPEDIENTE | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de materiais | R\$ 500,00 |
| MATERIAL DE SINALIZAÇÃO | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de materiais | R\$ 1.000,00 |
| MATERIAL PARA REABILITAÇÃO PROFISSIONAL | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de materiais | R\$ 11.500,00 |
| MATERIAL HOSPITALAR | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de materiais | R\$ 500,00 |
| MATERIAL DE PROCESSAMENTO DE DADOS | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de materiais | R\$ 500,00 |
| MATERIAL ELÉTRICO E ELETRÔNICO | Custelo - Material de Consumo - PO 448/2002 | 01 conjunto de materiais | R\$ 18.000,00 |
| EXPOSIÇÕES, CONGRESSOS E CONFERÊNCIAS | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO448/2002 | 01 conjunto de impressões | R\$ 500,00 |
| FRETES E TRANSPORTES DE ENCOMENDAS | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 500,00 |
| MANUTENÇÃO DE SOFTWARE | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 3.000,00 |
| OUTROS SERVIÇOS DE TERCEIROS, PESSOA JURÍDICA | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 4.500,00 |
| MANUTENÇÃO E CONSERVAÇÃO DE MÁQUINAS E EQUIPAMENTOS | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO 448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 3.000,00 |
| SERVIÇOS DE PROCESSAMENTO DE DADOS | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 1.500,00 |
| SERVIÇOS TÉCNICOS PROFISSIONAIS | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO 448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 5.000,00 |
| OUTROS SERVIÇOS DE TERCEIROS, PESSOA JURÍDICA | Custelo - Outros Serviços de Terceiros - Pessoa Jurídica - PO 448/2002 | 01 conjunto de serviços | R\$ 18.000,00 |
| PASSAGENS E DESPESAS COM LOCOMOÇÃO | Custelo - Passagens e despesas com locomoção | 01 conjunto de 4 passagens ida e volta para a França | R\$ 15.100,00 |
| DIÁRIAS NO ÂMBITO DA ADMINISTRAÇÃO PÚBLICA FEDERAL DIRETA, AUTÁRQUICA E FUNDACIONAL | Custelo - Diárias | 01 conjunto de 60 diárias de estadia na França | R\$ 50.000,00 |