



**Universidade de Brasília - UnB
Faculdade de Medicina- FM
Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas**

**SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE E DE
MECÂNICA RESPIRATÓRIA PARA DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS
PREDITORAS DE TOSSE – UMA PROPOSTA DE DIAGNÓSTICO
FUNCIONAL E NEUROMOTOR DE TOSSE EM PESSOAS COM
LESÃO MEDULAR**

**Felipe Soares Macedo
Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha**

**Brasília, DF
2019**



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICAS

SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE E DE MECÂNICA
RESPIRATÓRIA PARA DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS PREDITORAS DE
TOSSE – UMA PROPOSTA DE DIAGNÓSTICO FUNCIONAL E
NEUROMOTOR DE TOSSE EM PESSOAS COM LESÃO MEDULAR

FELIPE SOARES MACEDO

ORIENTADOR: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha
COORIENTADOR: Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso

Tese de Doutorado em Ciências Médicas submetida ao Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, como requisito obrigatório para obtenção do título de Doutor em Ciências Médicas, com ênfase em Ciências Aplicadas a Saúde.

Brasília – DF
Março de 2019

MF315s Macedo, Felipe Soares
Sinais eletromiográficos de superfície e de mecânica respiratória para definição de variáveis preditoras de tosse: uma proposta de diagnóstico funcional e neuromotor de tosse em pessoas com lesão medular / Felipe Soares Macedo; orientador Adson Ferreira da Rocha; co-orientador Cristiano Jacques Miosso. -- Brasília, 2019.
143 p.

Tese (Doutorado - Doutorado em Ciências Médicas) -- Universidade de Brasília, 2019.

1. Eletromiografia de superfície. 2. Fisioterapia. 3. Lesão medular. 4. Tosse. 5. Máquina de Vetor de Suporte. I. da Rocha, Adson Ferreira, orient. II. Miosso, Cristiano Jacques, co-orient. III. Título.

Felipe Soares Macedo

**Sinais eletromiográficos de superfície e de mecânica respiratória
para definição de variáveis preditoras de tosse – uma proposta de
diagnóstico funcional e neuromotor de tosse em pessoas com
lesão medular**

Tese de Doutorado em Ciências Médicas submetida ao Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, como requisito obrigatório para obtenção do título de Doutor em Ciências Médicas, com ênfase em Ciências Aplicadas a Saúde.

Tese aprovada em 13 de março de 2019, Brasília, DF

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Orientador

Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília

Profa. Dra. Verônica Moreira Amado

Examinadora Interna

Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília

Prof. Dr. Sérgio Ricardo Menezes Mateus

Examinador Externo

Faculdade de Ceilândia da Universidade de Brasília

Profa. Dra. Paula Honório de Melo Martimiano

Examinadora Externa

Hospital Militar de Área de Brasília – Hospital do Exército

Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Examinadora Externa

Faculdade Gama da Universidade de Brasília

Brasília – DF
13 de março de 2019

DEDICATÓRIA

As pessoas que vivem com lesão medular no Brasil, em especial, aqueles que estiverem comigo durante os anos de pesquisa. Dedico também aos profissionais de reabilitação, sobretudo, os fisioterapeutas persistentes no propósito de desenvolver e desenvolver funcionalidade. Avante!

AGRADECIMENTOS

Expresso minha gratidão aos meus pais, Chico Menino (como gosta de ser chamado) e Maria José, aos meus irmãos, Rodrigo, Rilávia e Esther, aos meus sobrinhos Pedro e Livia, minhas fontes mais fortes de inspiração e persistência. Estendo este sentimento as minhas queridas tias, minha avó, Maria Menino, ao meu avô, Manoel Menino (*In memoriam*) e ao meu companheiro Guilherme.

A conclusão desta tese dependeu diretamente de muitos apoiadores, que não citarei nominal, mas registro meu agradecimento aos participantes da pesquisa, serviços de saúde pública e privada, cito de forma carinhosa o Centro de Reabilitação Neuromotor, *Moving*. Agradeço aos gestores e profissionais de saúde envolvidos durante o processo de rastreadibilidade dos participantes, que agradeço de forma carinhoso, sem o aceite de cada um, a pesquisa não havia se concretizado.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha, pelos anos de orientação, parceria e ensinamentos, foi um longo caminho e decifrar a chegada não seria possível sem sua experiência, altruísmo e dedicação. Obrigado, Professor!

Ao Prof. Dr. Cristiano Miosso, do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, pela brilhante orientação e contribuição na execução da pesquisa e na minha formação como aspirante pesquisador. Obrigado, Professor!

Minha gratidão ao Prof. Dr. Sergio Mateus, grande responsável pela reflexão e idealização do trabalho. O primeiro Professor que conheci na UnB e sem dúvida um dos grandes responsáveis por estar aqui. Muito grato, grande Mentor.

Agradeço a Universidade de Brasília, aos queridos Professores do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica e do Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas, aos servidores e aos colegas, pessoas que constroem e mantêm a ética, o trabalho e a pluralidade nesta Universidade, me orgulho de ter meus primeiros passos como pesquisador e professor do ensino superior neste lugar. Obrigado, UnB!

Minha gratidão aos órgãos de financiamento à pesquisa científica no Brasil que tornam possível a realização de estudos como este. Em especial, a Coordenação de Aperfeiçoamento Profissional pela bolsa de doutorado durante todo o curso de Pós-graduação em Ciências Médicas na Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília.

Por fim, fazem parte deste processo os amigos de longa e recente data, aqueles que permanecem fisicamente distantes e aqueles que encontrei em Brasília. Meu muito obrigado!

A alegria não chega apenas no encontro do achado, mas faz parte do processo da busca.
E ensinar e aprender não pode dar-se fora da procura, fora da boniteza e da alegria

Paulo Freire,
Educador, Pedagogo, Filósofo brasileiro e Patrono da Educação Brasileira.

RESUMO

Sinais eletromiográficos de superfície e de mecânica respiratória para definição de variáveis preditoras de tosse: uma proposta de diagnóstico funcional e neuromotor de tosse em pessoas com lesão medular

Autor: Felipe Soares Macedo

Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Coorientador: Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso

Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas

Brasília, 13 de março de 2019

Introdução: Indivíduos com lesão medular frequentemente apresentam tosse ineficaz devido à disfunção muscular expiratória. A falência desse mecanismo de higiene brônquica contribui para até 20% dos casos de óbitos nos primeiros 6 meses após a lesão medular. Apesar de haver evidências científicas acerca da atividade elétrica em músculos respiratórios durante tosse voluntária em pessoas com lesão medular, o mecanismo de ação desses músculos, como no músculo peitoral, não está plenamente esclarecido. **Objetivo:** Desenvolver e validar um sistema para diagnóstico funcional da tosse e pré-tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de características definidas por meio de sinais eletromiográficos e de mecânica respiratória. **Materiais e Métodos:** Foi realizado um estudo transversal, com 10 indivíduos com diagnóstico de lesão medular, com nível motor da lesão entre cervical (C6) e o torácico (T11), que estavam estáveis clinicamente, sem déficit cognitivo e sem doenças pulmonares ou infecciosas. O protocolo experimental incluiu as seguintes fases: I) avaliação do estado geral do participante - anamnese, exame físico e avaliação da função pulmonar; II) monitoramento respiratório pelo movimento toracoabdominal; III) parte da amostra participante da fase II foi selecionada para mapeamento eletromiográfico bilateral por meio de eletromiografia de superfície dos músculos peitoral maior e reto abdominal; IV) os dados obtidos nas etapas II e III foram analisados a partir de rotulagem manual dos sinais para definição prévia das classes de tosse e pré-tosse voluntária, extração de características e treinamento do algoritmo desenvolvido com base em Máquina de Vetor de Suporte (MVS); V) por fim, o algoritmo foi validado a partir de testes estatísticos e definição das métricas de desempenho, como verdadeiros positivos, sensibilidade, especificidade e acurácia. O protocolo de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade de Brasília sob CAEE: 54825816.7.0000.5558. **Resultados:** As características, como valores RMS e energias em bandas de frequência correspondentes aos sinais foram de até 98% de verdadeiros positivos para tosse voluntária classificada por meio de sinais mecânicos e 94% verdadeiros positivos com sinais de EMG-S. Quanto ao diagnóstico da pré-tosse, não foi possível por meio das características extraídas pelos sinais de mecânica respiratória, enquanto essa validação por meio de sinais de EMG-S apresentou até 93,4 de verdadeiro positivos. **Conclusão:** O sistema desenvolvido foi capaz de extrair e definir características treinamento e validação dos eventos de tosse e pré-tosse, a partir de sinais de mecânica respiratória e de eletromiografia de superfície, o que demonstrou que ambos podem ser úteis no diagnóstico de eventos neuromotores como a tosse e a respiração espontânea em pessoas com lesão medular. No entanto, as características, valores de RMS e energia em banda de frequência, obtidos por meio de sinais de eletromiografia apresentou desempenho superior aos sinais de mecânica respiratória para definição dos eventos de pré-tosse.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície; Fisioterapia; Lesão medular; Tosse; Máquina de Vetor de Suporte

ABSTRACT

Surface electromyographic signals and respiratory function for the definition of variables cough predictors: a proposal for functional and neuromotor diagnosis of cough in people with spinal cord injury

Author: Felipe Soares Macedo

Advisor: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso

Medical Sciences Graduate Program

Brasilia, March 13, 2019

Introduction: Individuals with spinal cord injury often have ineffective cough due to expiratory muscle dysfunction. The failure of this mechanism of bronchial hygiene contributes to up to 20% of the cases of deaths in the first 6 months after the spinal cord injury. Although there is scientific evidence about the electrical activity in respiratory muscles during voluntary cough in people with spinal cord injury, the mechanism of action of these muscles, as in the pectoralis muscle, is not fully understood. **Objective:** To develop and validate a system for the functional diagnosis of cough and voluntary pre-cough in people with spinal cord injury based on characteristics extracted by means of electromyographic signals and respiratory mechanics. **Materials and Methods:** A cross-sectional study was carried out with 10 individuals diagnosed with spinal cord injury, with motor level of the lesion between cervical (C6) and thoracic (T11), who were clinically stable, without cognitive deficit and without pulmonary or infectious diseases. The experimental protocol included the following phases: I) evaluation of the general condition of the participant - anamnesis, physical examination and evaluation of lung function; II) respiratory monitoring by thoracoabdominal movement; III) part of the phase II participant sample was selected for bilateral electromyographic mapping using surface electromyography of the pectoralis major and rectus abdominis muscles; IV) the data obtained in stages II and III were analyzed from the manual labeling of the signals for previous definition of the classes of cough and voluntary pre-cough, extraction of characteristics and training of the algorithm developed on the basis of the Vector Support Machine (MVS); V) finally, the algorithm was validated from statistical tests and definition of performance metrics, such as true positives, sensitivity, specificity and accuracy. The research protocol was approved by the Committee of Ethics in Research with Human Beings of the Faculty of Medical Sciences of the University of Brasília under CAEE: 54825816.7.0000.5558. **Results:** The characteristics, such as RMS values and energies in frequency bands corresponding to the signals were up to 98% true positive for voluntary cough classified by means of mechanical signals and 94% true positive with signs of EMG-S. Regarding the diagnosis of pre-cough, it was not possible by means of the characteristics extracted by signs of respiratory mechanics, whereas this validation by means of signals of EMG-S presented up to 93.4 of true positives. **Conclusion:** The developed system was able to extract and define characteristics training and validation of cough and pre-cough events, from signs of respiratory mechanics and surface electromyography, which showed that both may be useful in the diagnosis of neuromotor events such as coughing and spontaneous breathing in people with spinal cord injury. However, the characteristics, RMS values and energy in the frequency band obtained by means of electromyography signals presented superior performance to the signs of respiratory mechanics for the definition of pre-cough events.

Keywords: Surface electromyography; Physiotherapy; Spinal cord injury; Cough; Support Vector Machine.

SUMÁRIO

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS	12
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	14
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	15
1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA E JUSTIFICATIVA	17
1.3 OBJETIVOS.....	18
1.3.1 <i>Objetivo geral</i>	18
1.3.2 <i>Objetivos específicos</i>	19
1.4 <i>Organização do trabalho</i>	19
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E ESTADO DA ARTE	21
2.1 INTRODUÇÃO.....	21
2.2 A MEDULA ESPINAL – SUMÁRIO DA ANATOMIA E NEUROFISIOLOGIA.....	21
2.3 LESÃO MEDULAR ESPINAL – UM BREVE PANORAMA ENTRE O MECANISMO DE LESÃO E ÀS IMPLICAÇÕES EPIDEMIOLÓGICAS	26
2.4 REPERCUSSÕES DA LESÃO MEDULAR CERVICAL NO SISTEMA RESPIRATÓRIO E NA TOSSE – POR QUE PROPOR UMA ALTERNATIVA DE DIAGNÓSTICO FUNCIONAL DA TOSSE?	29
2.5 <i>A atividade eletromiográfica de superfície como recursos para caracterização e diagnóstico de tosse voluntária</i>	32
3 MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1 HIPÓTESE.....	35
3.2 DESENHO DO ESTUDO	35
3.3 AMOSTRA	35
3.3.1 <i>Critérios de inclusão</i>	36
3.3.1 <i>Critérios de exclusão</i>	36
3.4 ASPECTOS ÉTICOS	36
3.5 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	37
3.5.1 <i>Anamnese, exame físico e avaliação da função pulmonar</i>	37
3.5.2 <i>Monitoramento respiratório – pressão toracoabdominal</i>	40
3.5.3 <i>Mapeamento do sinal eletromiográfico de superfície do músculo peitoral maior e reto abdominal durante a tosse voluntária</i>	41
3.6 CENÁRIO DA PESQUISA.....	42
3.7 METODOLOGIA DE ANÁLISE DE DADOS	42
4 PROPOSTA DE DIAGNÓSTICO NEUROMOTOR E FUNCIONAL DA TOSSE VOLUNTÁRIA DE PESSOAS COM LESÃO MEDULAR.....	44
4.1 TOSSE E PRÉ-TOSSE – POR QUE E COMO IDENTIFICAR ESSES EVENTOS RESPIRATÓRIOS?.....	44
4.1.2 <i>Monitoramento respiratório por meio da pressão toracoabdominal para diagnóstico neuromotor e funcional da tosse e pré-tosse</i>	45
4.1.3 <i>Eletromiografia de superfície dos músculos peitoral maior e reto abdominal para diagnóstico neuromotor e funcional da tosse e pré-tosse</i>	47
4.1.4 <i>Caracterização dos eventos respiratórios para classificação do diagnóstico a partir das características dos sinais de tosse e respiração</i>	50
4.1.4 <i>Extração de características dos sinais correspondentes às classes de respiração, tosse e pré- tosse</i>	53

4.1.5 Cálculos dos parâmetros de desempenho do classificador para diagnóstico de tosse e pré-tosse.....	55
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	59
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
REFERÊNCIAS	87
APÊNDICE A FORMULÁRIO DE REGISTRO E ACOMPANHAMENTO DOS DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS, ANAMNESE, EXAME FÍSICO E VARIÁVEIS DE PROVA DE FUNÇÃO PULMONAR	97
APÊNDICE B PUBLICAÇÃO DE ARTIGO COMPLETO NO XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA CBEB 2016.....	99
APÊNDICE C PUBLICAÇÃO DE ARTIGO COMPLETO EM PORTUGUÊS E INGLÊS NA REVISTA ACTA PAULISTA DE ENFERMAGEM NO ANO DE 2017	100
APÊNDICE D PUBLICAÇÃO DE ARTIGO COMPLETO EM INGLÊS NA REVISTA <i>PHYSIOTHERAPY RESEARCH INTERNATIONAL</i>	111
APÊNDICE E DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MÉTRICAS DE DESEMPENHO POR MEIO SINAIS DE EMG-S PARA DIAGNÓSTICO DE TOSSE EM CADA PARTICIPANTE DA PESQUISA	112
APÊNDICE F DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MÉTRICAS DE DESEMPENHO POR MEIO SINAIS DE EMG-S PARA DIAGNÓSTICO DE PRÉ-TOSSE EM CADA PARTICIPANTE DA PESQUISA.....	120
ANEXO A PARECER CONSUBSTANCIADO DE APROVAÇÃO DA PESQUISA EXPEDIDO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA	135
ANEXO B REGISTRO DO PROTOCOLO DE PESQUISA NO REBEC - REGISTRO BRASILEIRO DE ENSAIOS CLÍNICOS	139

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

Tabela 1. Estatística das métricas de desempenho de validação do classificador de tosse utilizando SVM na fase piloto do protocolo experimental.....	61
Tabela 2. Perfil descrição das medidas de pico de fluxo expiratório e de tosse dos participantes da pesquisa obtida por meio da espirometria e do <i>peak flow</i>	62
Tabela 3. Perfil da função pulmonar dos participantes da pesquisa obtido por meio de exame de espirometria.	63
Tabela 4. Medidas de desempenho para validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de dados da pressão toracoabdominal.	65
Tabela 5. Medidas de desempenho para validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de pré-tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de dados da pressão toracoabdominal.	68
Tabela 6. Médias do desempenho de 200 testes[103] das métricas de validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de pré-tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de sinais de eletromiografia de superfície.	69
Tabela 7. Médias do desempenho de 200 testes[103] das métricas de validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de sinais de eletromiografia de superfície.	71
Gráfico 1. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por emg no participante F_7 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.	72
Gráfico 2. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de emg-s no participante F_7 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.....	73
Gráfico 3. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.	73
Gráfico 4. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 500ms e 7 bandas de frequência.	74
Gráfico 5. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.	74
Gráfico 6. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.	75
Gráfico 7. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.	75
Gráfico 8. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.	76
Gráfico 9. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.	76
Gráfico 10. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.	77

- Gráfico 11.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_7 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 77
- Gráfico 12.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_7 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 78
- Gráfico 13.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 78
- Gráfico 14.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 79
- Gráfico 15.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 79
- Gráfico 16.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 80
- Gráfico 17.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 80
- Gráfico 18.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 81
- Gráfico 19.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 81
- Gráfico 20.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse. 82
- Gráfico 21.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 82
- Gráfico 22.** Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de roc para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse. 83

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

C5 – Quinto nível cervical

EMG – Eletromiografia ou eletromiograma

EMG-S – Eletromiografia ou eletromiograma de superfície

SENIAM – Eletromiografia de Superfície para a Análise Não-invasiva de Músculos (do inglês *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*)

C8 – Oitavo nível cervical

T12 – Décimo segundo nível torácico

T11 – Décimo primeiro nível torácico

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

ASIA – *American Spinal Injury Association*

Ag/AgCl – Prata Cloreto de Prata

RMS – do inglês, *Root Mean Square*

SVM – máquina de vetor de suporte (do inglês *Support Vector Machine*)

SNC – Sistema Nervoso Central

FC – Frequência de Corte

1 INTRODUÇÃO

O primeiro capítulo da tese apresenta a contextualização do problema de pesquisa, abrangendo as repercussões no sistema respiratório decorrentes da lesão medular, sobretudo no mecanismo motor de higiene brônquica representada pela tosse voluntária eficaz.

Como alternativa, o texto apresenta a proposta que norteou a construção da pesquisa, referente à aplicabilidade de sinais biológicos, como a eletromiografia de superfície como recurso para identificação da tosse voluntária, com o intuito de permitir o desenvolvimento de um diagnóstico funcional e utilizar as características dos sinais para auxiliar no desenvolvimento de recursos de assistência elétrica a tosse com maior eficácia e sincronismo.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A tosse é o principal mecanismo fisiológico de higiene brônquica, sendo concretizada pela ativação coordenada de músculos inspiratórios, bulbares e expiratórios [1]. Em indivíduos hígidos, a tosse acontece de forma eficaz, num processo em que os músculos envolvidos geram, a partir da contração muscular vigorosa, aumento da pressão intra-abdominal, levando à compressão dinâmica das vias aéreas, aumento do fluxo expiratório e culminando na eliminação de secreções ou corpos estranhos [2].

O desfecho da tosse ou explosão da tosse acontece na fase conhecida como expiratória, quando há abertura súbita da glote, finalizando com aumento do fluxo expiratório e eliminação de partículas estranhas [3]. No entanto, após disfunções clínicas, como lesão medular, sobretudo as causadoras de tetraplegia, a tosse voluntária é um evento ineficaz para higiene brônquica e para controle de infecções respiratórias [4][5][6][7]. O invariável comprometimento dos músculos respiratórios associado à incapacidade de gerar contração funcional, desencadeia acentuada diminuição na função pulmonar, que repercute diretamente em variáveis relacionadas à tosse, como o pico de fluxo expiratório e de tosse [8][9].

Esta condição, que provoca o funcionamento divergente da fisiologia normal da tosse, compromete, além da função pulmonar, o movimento toracoabdominal, que durante a inspiração pode provocar atividade elétrica e contração do músculo diafragma

[10][11]. Entretanto, na expiração tranquila ou forçada, os músculos expiratórios permanecem com baixa ou nenhuma atividade elétrica, fato que impede o aumento da pressão intra-abdominal e os subsequentes eventos para conclusão da tosse [10][12]. Todo esse contexto favorece a retenção de secreções, surgimento de pneumonias, atelectasias, insuficiência respiratória e sepse, principais responsáveis pela maior frequência de internação e óbito em pessoas com lesão medular, principalmente nos primeiros seis meses após a lesão [13][14][15][16].

Entretanto, indivíduos com lesão medular abaixo do quinto nível cervical existe indício de atividade elétrica muscular, verificada a partir do sinal eletromiográfico (EMG) durante a tosse voluntária [17][18], sugerindo que há componente eletricamente ativo mesmo em pessoas com lesão medular. Embora não seja convencional em indivíduos hígidos, há relatos [19], de que a porção clavicular do peitoral apresenta aumento gradual do sinal de EMG durante a tosse voluntária de indivíduos que sofreram lesão medular, sendo a maior magnitude do sinal na fase expiratória [12][20]. Isso sugere que pode haver relação entre a função pulmonar da tosse, representada pela abertura da glote e a alteração na magnitude de sinal eletromiográfico do músculo peitoral.

Diante desse contexto, a investigação de variáveis de ativação muscular da tosse em indivíduos com lesão medular, por meio do mapeamento eletromiográfico de superfície do músculo peitoral maior e de músculos convencionalmente efetores da tosse, como o músculo reto abdominal, poderá contribuir para melhor compreensão do mecanismo motor de tosse no sistema respiratório saudável e alterado. Também poderá contribuir para o desenvolvimento de novas estratégias de avaliação e acompanhamento da função de tossir [21][22]. A pesquisa poderá ser útil para o desenvolvimento de tecnologias assistivas voltadas à assistência a tosse, podendo vir a permitir o desenvolvimento de sistemas que provoquem a tosse eficaz por meio de eletroestimulação sincronizada com o sinal de eletromiograma de superfície (EMG-S). Portanto, esta pesquisa de doutorado apresenta uma proposta de diagnóstico neuromotor e funcional de tosse voluntária para pessoas com lesão medular espinal, a partir de sinais biológicos, como o EMG-S.

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA E JUSTIFICATIVA

O interesse em torno de se estudar o mecanismo de tosse voluntária em pessoas com lesão medular não é recente, seja sob a perspectiva epidemiológica ou clínica. Entretanto, a discussão em torno de um diagnóstico funcional da tosse e dos eventos que a antecedem (pré-tosse), como as possíveis aplicações a partir dessa informação constituem um desafio atual. Em trabalhos conduzidos no Brasil e exterior, foram observadas tentativas com o objetivo de se diagnosticar eventos respiratórios, como a tosse voluntária, por meio de diferentes tecnologias [23], como a eletromiografia de superfície e invasiva.

Como já demonstrado, o uso de sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) poderá ser uma alternativa viável em virtude da provável relação entre a atividade eletromiográfica e a tosse em pessoas com lesão medular, sobretudo, aquelas com nível inferior ao quinto nível cervical (C5) [23], uma informação crucial para promover assistência a tosse artificial, eficaz e sincrônica. Além disso, as investigações realizadas nesse cenário demonstram que esses sinais podem ser úteis para estabelecer diagnóstico funcional, de quais músculos participam da tosse após a lesão medular, e para acompanhamento durante o processo de reabilitação.

Outra razão para este estudo consiste em contribuir com a padronização da eletromiografia de superfície do músculo peitoral maior, pois, apesar de existirem estudos publicados não há padronização a respeito da localização de eletrodos na porção clavicular [24], área que apresenta importante interferência de outros sinais biológicos, como o eletrocardiograma, o que dificulta a análise dos sinais de eletromiografia de superfície. Inclusive não há no SENIAM [25] (do inglês *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), do Programa de Saúde e Investigação Biomédica da União Europeia, recomendações específicas para análise eletromiográfica do músculo peitoral por meio de EMG-S.

Portanto, além de contribuir com esclarecimentos em torno do comportamento do músculo peitoral maior e outros músculos durante a tosse voluntária, a pesquisa apresenta uma proposta para diagnóstico neuromotor e funcional da tosse voluntária para pessoas com lesão medular, sendo uma metodologia reprodutível e que poderá ser utilizada por profissionais que lidam diretamente com esses pacientes, como fisioterapeuta, intensivistas, pneumologista, dentre outros.

Por fim, a ideia desenvolvida e esclarecida nesta pesquisa poderá contribuir com aplicações clínicas futuras em torno das complicações respiratórias que acometem pessoas com lesão medular, como intervenções terapêuticas que visam sincronizar a estimulação elétrica com a abertura da glote para obtenção de tosses eficazes. Ou seja, contribuir com o cenário responsável por mais de 20% das causas de morte, sobretudo, nos primeiros 6 meses após lesão, problema sintetizado na Figura 1 [16].

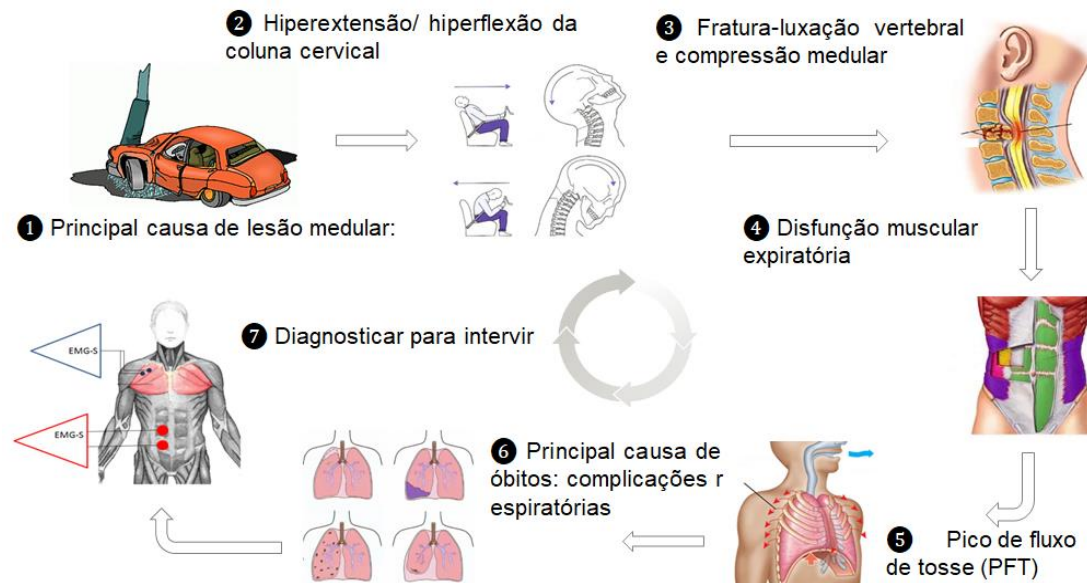


Figura 1. Acidentes automobilísticos correspondem a principal causa de lesão medular espinal, que devido a colisão provoca movimentos exacerbados na coluna vertebral, sobretudo nos segmentos de maior mobilidade, como a coluna cervical. O que pode desencadear fratura e luxação de partes da vértebra que ao se deslocar pode atingir a medular e causa lesão medular. As repercussões fisiológicas de uma lesão medular dependem do nível e extensão da lesão, mas chama atenção as disfunções que acometem o sistema respiratório.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo geral

Desenvolver um sistema para diagnóstico funcional da tosse voluntária em pessoas com lesão medular com base em características definidas e extraídas a partir de sinais de mecânicas respiratória e eletromiográficos de músculos ativos durante a respiração.

1.3.2 Objetivos específicos

- I. Desenvolver algoritmos para processamento dos sinais eletromiográficos de superfície de músculos respiratórios, como peitoral maior e reto abdominal para extrair as características de interesse para avaliação da tosse voluntária;
- II. Avaliar a função pulmonar dos participantes da pesquisa;
- III. Adquirir sinais mecânicos e eletromiográficos de superfície durante a respiração espontânea, a respiração forçada e a tosse voluntária, para efeito de treinamento e validação do sistema de detecção de tosse;
- IV. Extrair as características de interesse dos sinais mecânicos e eletromiográficos de superfície durante a respiração espontânea, a respiração forçada e a tosse voluntária, para efeito de treinamento e validação do sistema para avaliação da pré-tosse ou intenção de tosse;
- V. Validar o algoritmo para as classes de respiração espontânea, tosse voluntária e pré-tosse (intenção de tossir) por meio de medidas de desempenho;
- VI. Contribuir com a aplicabilidade da eletromiografia de superfície como recurso e metodologia para estudo da musculatura respiratória;

1.4 Organização do trabalho

Este texto contempla a tese de doutorado desenvolvida no Programa de pós-graduação em Ciências Médicas, com ênfase em Ciências Aplicadas a saúde, da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, sob supervisão e orientação da Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha e coorientação do Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso. Para elucidar, brevemente, o que o leitor encontrará a seguir como essa tese foi organizada.

Este primeiro capítulo apresenta a contextualização das temáticas que compõem o objeto de investigação – a disfunção muscular respiratória e a incapacidade de tossir de indivíduos com lesão medular, condição que pode gerar interações recorrentes e se configura como a principal causa de morte em pessoas com lesão medular. Entre algumas motivações para a pesquisa está a busca por intervenções para minimizar disfunções em pessoas com lesão medular, que entre essas incluímos a incapacidade de tossir voluntariamente e gerar higiene brônquica com uma urgência para essa população. No entanto, além de sugerir novas medidas de intervenção eficazes para

higiene brônquica é preciso compreender variáveis e características que elucidem também o diagnóstico funcional e o prognóstico neuromotor da tosse voluntária, cenário que constitui o objetivo principal dessa tese.

O capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica, descrevendo simultaneamente o estado da arte em relação ao contexto da lesão medular espinal e a aplicabilidade de sinais de eletromiografia de superfície para caracterização e diagnóstico de eventos respiratórios como tosse e respiração espontânea. Essa seção foi construída por meio de uma revisão sistemática da literatura, publicada em forma de artigo na revista *Physiotherapy Research International* e citado ao longo da tese.

O capítulo 3 apresenta o delineamento metodológico pleno da pesquisa, que inclui desde a definição dos critérios de elegibilidade, passando pelos instrumentos de avaliação e aquisição dos sinais mecânicos e eletrofisiológicos da musculatura respiratória investigada. Além disso, são descritos os instrumentos para teste de função muscular respiratória, os aplicativos (*software*) implementados, os formulários utilizados para classificação da amostra e avaliação da função pulmonar e o método estatístico aplicado para tratamento dos dados pertinentes à pesquisa.

O quarto capítulo compõe a essência do trabalho. Nele, é apresentada a idealização do protocolo que culminou na apresentação do diagnóstico funcional e neuromotor de tosse voluntária para pessoas com lesão medular. A proposta, detalhada, inclui como os dados mecânicos e eletromiográficos foram coletados durante a respiração espontânea e tosse voluntária, como inclui a descrição do algoritmo para extração de características para treinamento do classificador utilizado para desenvolvimento do diagnóstico da tosse voluntária e pré-tosse.

O capítulo 5 apresenta os resultados e discussões obtidos na pesquisa, que abrange desde o perfil respiratório da população até o desempenho do algoritmo de classificação e diagnóstico da tosse voluntária, incluindo tanto dos dados mecânicos como eletrofisiológicos nos eventos respiratórios de interesse – tosse, intenção de tosse (pré-tosse) e respiração espontânea. No capítulo 6 serão apresentadas as conclusões, contribuições, além de uma discussão sobre as limitações acerca da pesquisa.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E ESTADO DA ARTE

Este capítulo descreve evidências, publicadas na literatura especializada, de que indivíduos com lesão da medula espinal têm, frequentemente, capacidade de tosse ineficaz devido a disfunções nos músculos expiratórios. Nesses casos, os estudos analisados apontam ocorrência de atividade muscular residual em músculos que são acessórios para a tosse. O conhecimento sobre essa atividade pode ser útil para construir um diagnóstico funcional da tosse, além de permitir a idealização de dispositivos de assistência respiratória. O levantamento do estado da arte incluiu, inicialmente, a análise de aproximadamente 156 artigos, sendo alguns desses incluídos para apresentação da descrição da aplicabilidade da eletromiografia de superfície para

2.1 INTRODUÇÃO

O investimento em produções científicas em torno da lesão medular espinal favoreceu o aumento nos índices da sobrevivência e qualidade de vida da população com esse tipo de lesão. Entretanto, muitas lacunas permanecem em torno do manejo clínico, da reabilitação e do diagnóstico funcional da pessoa com lesão medular; entre essas, preocupa o ônus gerado pelas infecções no sistema respiratório, que leva a um alto número de reinternações e óbitos.

2.2 A MEDULA ESPINAL – SUMÁRIO DA ANATOMIA E NEUROFISIOLOGIA

A medula espinal é uma projeção do sistema nervoso central, localizada no interior da coluna vertebral, percorrendo a coluna cervical até a coluna lombar pelo canal medular das vertebrae (Figura 2). Macroscopicamente, a medula espinal é uma estrutura com formato cônico ou tubular, com aproximadamente 43 cm de comprimento e 1,8 cm de diâmetro (comparável ao dedo polegar) [26]. É importante destacar que medula de um adulto não se estende por toda a coluna vertebral, seu trajeto pelo canal vertebral tem início ao nível bulbo ou do osso occipital, no forame magno, localizado na base do crânio, e se estende até a primeira vértebra lombar (L1) após este segmento, o cone medular gera feixes de raízes nervosas para inervação dos membros inferiores e órgãos

da região pélvica, que passam pelos canais vertebrais lombares e sacrais. Essas projeções se assemelham a cauda de cavalos, denominada cauda equina [27].

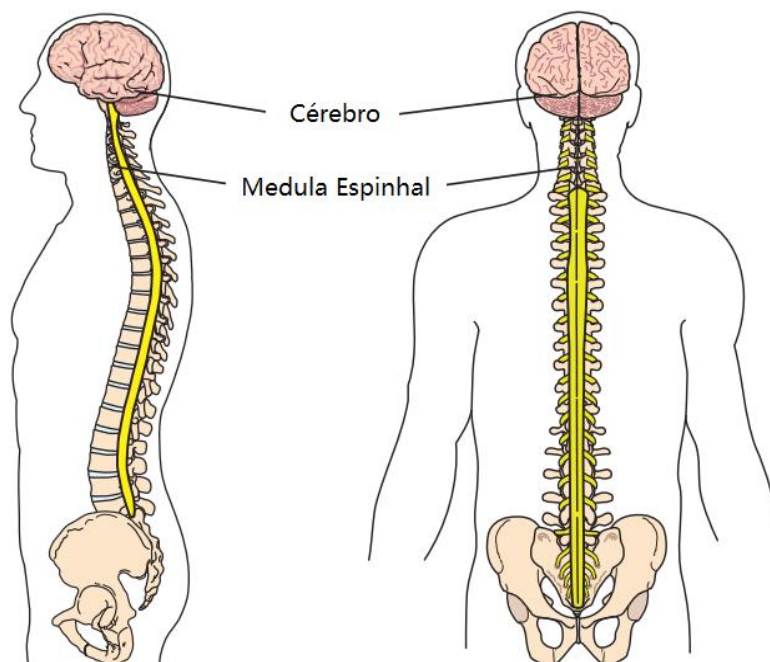


Figura 2. A medula espinhal – a parte do sistema nervoso central mais próxima dos órgãos periféricos. Fonte: Adaptado e traduzido de <http://spinalwa.org/wp-content/uploads/2016/03/FSH-Anatomy-and-Physiology.pdf>.

De forma semelhante à coluna vertebral, a medula espinhal é dividida em regiões ou níveis, conhecidos como cervical, torácica, lombar e sacral. Ao longo de sua projeção pelos canais medulares emergem da medula 31 pares nervos espinhais em direção a regiões mais laterais ou periferias do corpo. Oito dessas projeções são de origem cervical, 12 torácicos, 5 lombares, 5 sacrais e apenas 1 coccígea [27]. Cada par de nervos é responsável pela condução aferente de informação sensorial e informações eferentes em direção aos órgãos efetores [28], o que permite a plena comunicação entre o sistema nervoso central e órgãos mais periféricos, como ilustrado a Figura 3.

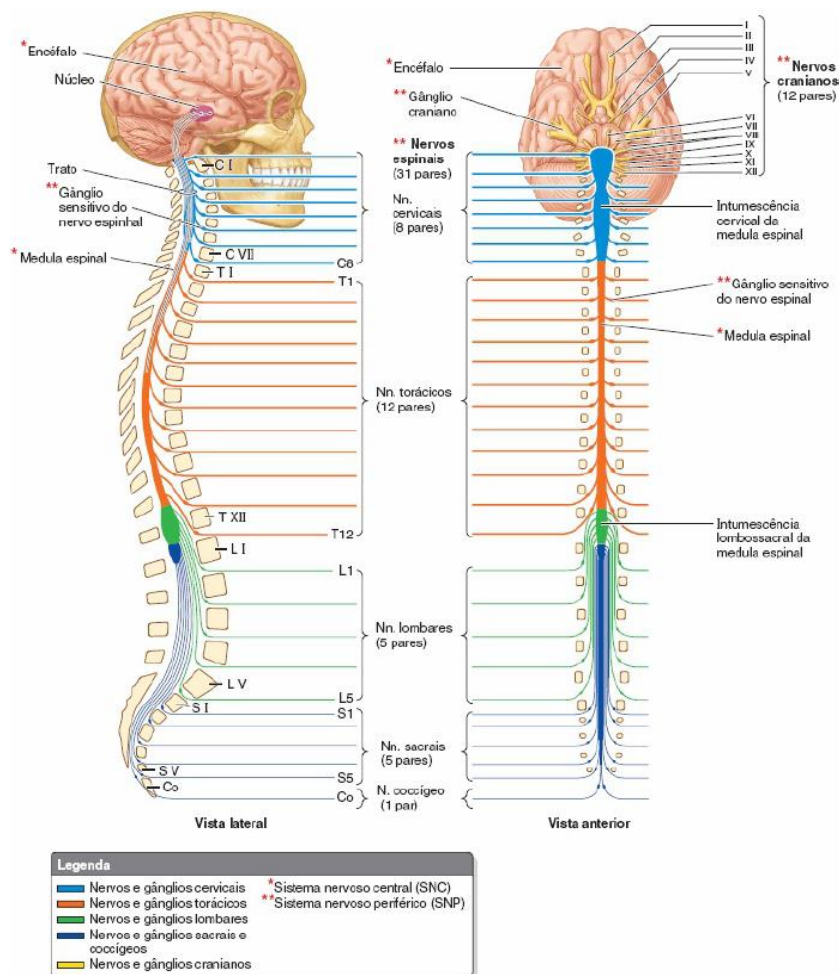


Figura 3. Representação anatômica das conexões entre o encéfalo, a medula espinal e as respectivas conexões nervosas periféricas. Fonte: MOORE: Keith L. Anatomia orientada para a clínica. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

Ao longo da extensão da medula pelo canal central da coluna vertebral observa-se assimetrias, as chamadas de intumescência [29]. Nesses locais ocorre maior concentração de tecido nervoso, e emergem redes de nervos, conhecidas como plexos, que por sua vez estão localizados em diferentes níveis da medular. Um exemplo dessas estruturas é plexo cervical que surge no primeiro nível cervical, denominado C1, até o quarto nível (C4), sendo responsável pela comunicação entre o encéfalo e o músculo diafragma, que desempenha função imprescindível para manutenção da vida. Outro exemplo é o plexo braquial surge entre o quinto (C5) e oitavo (C8) nível cervical, que inerva os membros superiores e músculos respiratórios [30].

Em uma visão panorâmica e histológica é observado um arcabouço esbranquiçado, devido à substância branca que compõe toda sua face externa da medula espinal. Porém, através de um corte transversal, pode ser observadas outras estruturas funcionais que

delimitam a medula: sulcos laterais anteriores e posteriores, intermédio posterior, mediano posterior e a fissura mediana anterior [27]. Periféricamente, a medula é predominantemente formada por axônios mielínicos e células da glia, onde estão localizados os tratos nervosos, como o trato espinotalâmico, importante via ascendente de dor, pressão e tato [28].

Na região central da medula estão os núcleos, células que induzem o crescimento neuronal, conhecidas como células da glia, corpos de neurônios e fibras amielínicas, que correspondem a substância cinzenta, a delimitação dessas estruturas apresentam projeções que formam algo semelhante à letra “H” maiúscula ou a uma borboleta [31]. Essa estrutura é formada por três colunas ou cornos, que se distribuem em anterior, lateral e posterior. Bilateralmente, os cornos posteriores são separados pelo sulco mediano posterior e, lateralmente, estão os sulcos intermédio e lateral posterior, como reproduzido na Figura 4. A porção anterior da medula espinal é responsável pela função motora, enquanto a porção posterior tem função sensorial. Porém, a distribuição das vias sensoriais e motoras é topograficamente irregular [32][33], o que torna o raciocínio clínico em torno da função e disfunções medulares mais complexo e pouco determinístico.

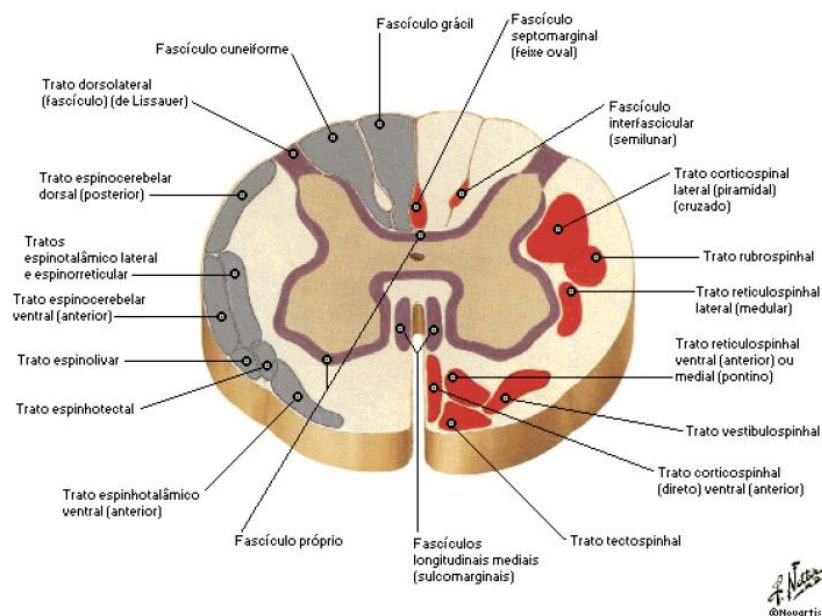


Figura 4. Em corte anatômico transversal visualizamos estruturas responsáveis pelo controle de informação sensorial e motora da medula espinal. Fonte: NETTER: Frank H. Netter Atlas De Anatomia Humana. 5.ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2011.

Como descrito pela anatomia funcional, as funções da medula espinal podem ser concentradas em três principais - sensitiva, motora e reflexa, que funcionam de forma

indissociável, ou seja, a medula espinal não é apenas uma via de condução entre o encéfalo e órgãos periféricos efetores [30]. A neurofisiologia medular é estruturada de forma eficiente, organizada e precisa, exemplos de sua atuação em funções motoras e sensitivas são os fascículos ou ramos grácil e cuneiforme, responsáveis, respectivamente, pela condução de informações dos membros inferiores e superiores relacionadas à consciência e percepção do próprio corpo, pelo tato discriminativo, sensibilidade vibratória[34][35].

O pleno funcionamento da medular espinal é essencial para a capacidade do corpo reagir rapidamente a estímulos externos, pela manifestação de atividade reflexa involuntária. Alguns exemplos de reação são o conhecido reflexo de retirada, o controle da pressão arterial, a manutenção a temperatura corporal, e a vital função de manter a respiração sem necessidade de controle voluntária. A motricidade voluntária dos membros inferiores e superiores, que permitem dentre outras ações, a capacidade de marchar, também só é possível com a integridade das conexões entre o encéfalo e músculos, ligamentos e articulações. Além disso, funções sexuais e geniturinárias, sejam voluntárias e/ou involuntárias dependem da medula espinal.

Ao compreender melhor a estrutura e função da medula espinal, é perceptível a necessidade dessa estrutura possuir mecanismos de proteção, semelhantes as demais do SNC, que enquanto encéfalo, tronco encefálico e cerebelo estão localizados no interior do crânio e por sua vez, protegidos por ossos do crânio, meninges e líquido cefalorraquidiano ou líquido cerebrospinal. Assim, a medula espinal está alojada no interior da coluna vertebral (como visto na Figura 5) [33].

Apesar desse aparato de proteção, a medula espinal não está imune às alterações ou disfunções, por diferentes causas, como doenças congênitas, neoplasias, iatrogênias e mais comumente, eventos traumáticos, podem implicar em disfunções motoras, sensitivas e/ou integrativas após uma lesão medular [36].

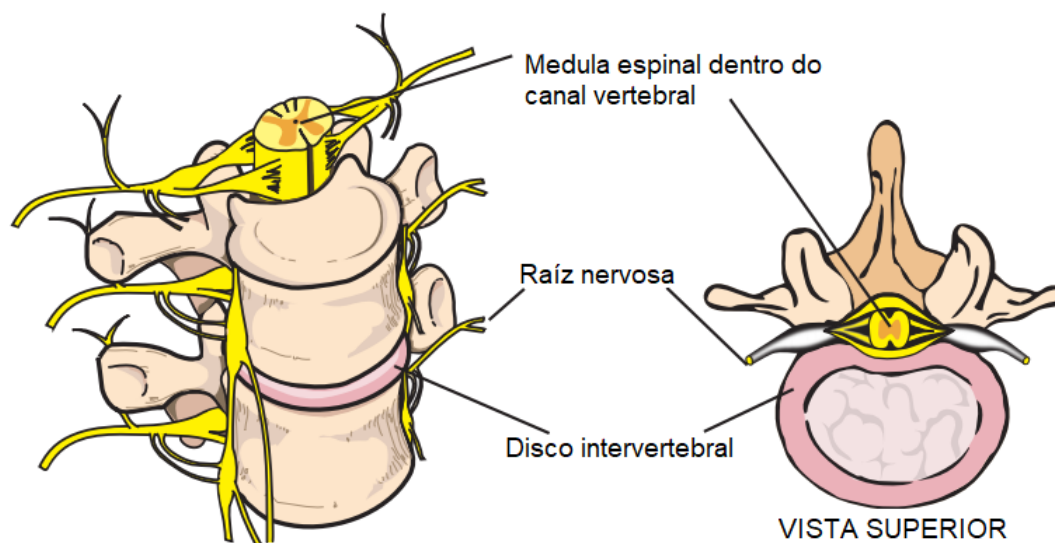


Figura 5. A medula espinal possui mecanismos de proteção análogos aos do encéfalo, enquanto esse está protegido pelo crânio, a medula se desenvolve entre o corpo vertebral e os processos espinhosos, se estendendo da primeira vertebra cervical até a coluna lombar. Fonte: Fonte: Adaptado e traduzido de <http://spinalwa.org/wp-content/uploads/2016/03/FSH-Anatomy-and-Physiology.pdf>.

2.3 LESÃO MEDULAR ESPINAL – UM BREVE PANORAMA ENTRE O MECANISMO DE LESÃO E ÀS IMPLICAÇÕES EPIDEMIOLÓGICAS

A lesão medular espinal pode ser definida com uma alteração clínica, de etiologia diversa, que acomete a medula espinal, sendo que comprometimento parcial ou completo afeta diretamente as funções executadas pelo órgão, associados à comunicação entre o sistema nervoso central e os órgãos efetores. Com isso, indivíduos acometidos apresentam alterações que variam desde ausência de reflexos (arreflexia) até problemas cardiovasculares e respiratórios [37][38].

Quando traumática, a lesão medular, ocorre a partir de movimentos de hiperflexão, hiperextensão, rotação e compressão da coluna cervical submetida a alta velocidade e grande impacto, que pode culminar em fratura-luxação vertebral [39][40]. A partir disso, ocorre ruptura de estruturas ligamentares e vasculares, luxação do corpo vertebral, protrusão do disco intervertebral. Na ocorrência de deslocamento do corpo ou fragmentos vertebrais para o canal medular, vasos sanguíneos são lesados e rapidamente pode evoluir para um edema medular no interior do canal central, causando compressão de estruturas nervosas [41]. Após 8 horas, a área lesada sofre com o hipóxia, isquemia e hipoperfusão evoluindo para uma necrose das substâncias cinzenta e branca.

Posteriormente, em até quatro semanas, acontece a proliferação de células da glia e formação de tecido cicatricial [42].

O nível, extensão e magnitude da lesão medular repercutem diretamente na condição clínica do indivíduo. Por essa razão, a classificação da lesão medular espinal não se limita apenas à segmentação do trauma, mas a outros aspectos, como sensibilidade, força e funcionalidade [43]. Classicamente, em lesões medulares completas, observam-se sinais de paralisia, perda de sensibilidade tátil, dolorosa, térmica, prejuízo da propriocepção e alterações do controle esfinteriano (urinário e fecal) [44].

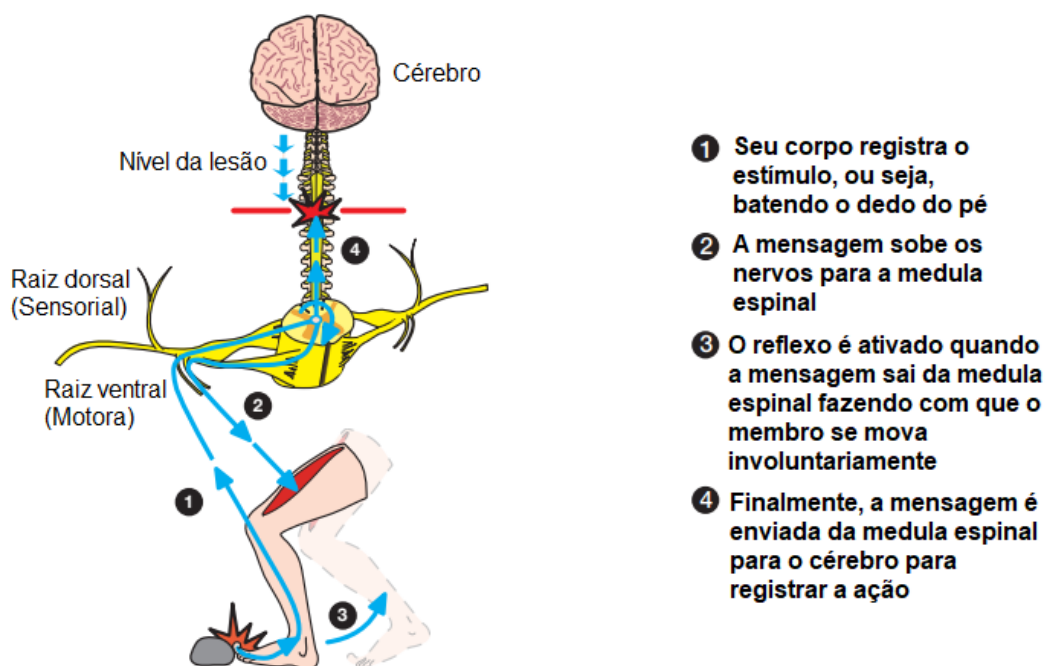


Figura 6. O arco reflexo representa a predominância de ação medular durante determinado estímulo, no qual neurônios sensitivos sinalizam a medula espinal antes do encéfalo e a partir de sinapses entre a medula espinal e neurônios eferentes ocorre uma resposta motora rápida. Fonte: Adaptado e traduzido de <http://spinalwa.org/wp-content/uploads/2016/03/FSH-Anatomy-and-Physiology.pdf>.

A fase aguda da lesão ou choque medular pode se estender por vários meses, sendo que nessa condição, o indivíduo acometido pode apresentar flacidez, arreflexia e ausência ou dificuldade de movimentos em membros e retenção urinária, conforme mecanismo reproduzido na Figura 6. Durante a evolução clínica, geralmente até o 6º mês após a lesão, o quadro evolui com o retorno de alguns reflexos e adaptações de funções simpáticas e parassimpáticas [45][46].

De acordo com o acompanhamento anual da *National Spinal Cord Injury Statistical Center* [16], o trauma mecânico decorrente de acidentes automobilísticos é principal

causa de lesão medular, seguido por quedas e violência (como lesões provocadas por arma de fogo e arma branca). No que diz respeito aos tipos de lesão, prevalecem as tetraplegias incompletas [47] (Figura 7).

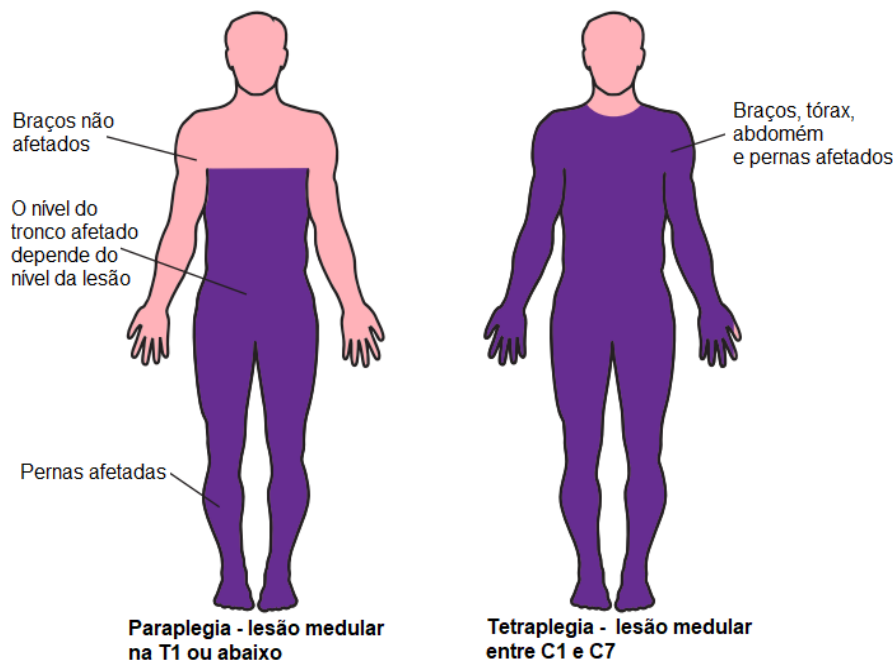


Figura 7. Lesões medulares quando atingem níveis cervicais podem afetar o movimento e a funcionalidade dos membros superiores, inferiores, tronco, além de funções como respiratória, esfinteriana e genital. Quando o nível de lesão está localizado abaixo dos níveis cervicais a disfunção se concentra em membros inferiores, tronco, esfíncter e genitais e pode afetar a função muscular respiratória, com ênfase na função expiratória. Fonte: Adaptado e traduzido a partir de <http://spinalwa.org/wp-content/uploads/2016/03/FSH-Anatomy-and-Physiology.pdf>

Após uma exaustiva consulta a bancos de dados norte-americanos, como o NSCISC, verificou-se que o país tem o maior número de pessoas vivendo com lesão medular no mundo [13][48][49][50]. Acontecem aproximadamente 12.000 novos casos por ano, sendo que um terço morre subitamente antes do primeiro atendimento hospitalar. Nesse contexto, as lesões predominantes são as cervicais incompletas, ou seja, tetraplegia, que correspondem as lesões com maior impacto funcional e financeiro, o custo de cada paciente nessa condição pode ultrapassar 1 milhão de dólares anualmente. Além disso, chama atenção o fato de que mais da metade da população acometida por lesão medular está na faixa de adultos jovens e profissionalmente ativos [16][51].

No Brasil, dados como esses foram por muito tempo subnotificados e havia estatística imprecisa quanto à incidência, prevalência e causas de lesão medular. Estudos conduzidos no Brasil apontavam causas semelhantes às observadas em outros

países, como quedas, traumatismo provocado por projétil de arma de fogo (PAF) e acidentes automobilísticos [52][53][54] Porém, as Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular do Ministério da Saúde do Brasil revelou que o país tem uma estimativa de aproximadamente 10 mil novos casos de lesão medular ao ano, correspondendo à incidência de 40 novos caso ao ano por cada milhão de habitante [53].

Com uma desafiadora estatística, no Brasil e em outros países, o cenário da lesão medular impulsionou estudos, desenvolvimento de pesquisa científica, tecnologias, medidas de intervenção e avaliação para aumentar a sobrevida e qualidade de vida população com lesão medular. No entanto, apesar dos esforços para regenerar funções perdidas após lesão medular permear pesquisas e interessados em todo o mundo, a cura para motricidade voluntária perdida abaixo do nível neurológico das lesões medulares ainda não foi desenvolvida. O que pode ser razão de frustração para pessoas com lesão medular, familiares e profissionais de reabilitação física e funcional.

No entanto, a preocupação com a cura ou com o restabelecimento de funções motoras, como a marcha, não é o único problema da pessoa com lesão medular. Apesar do avanço de recursos e condutas terapêuticos voltados para o indivíduo acometido por uma lesão medular, existem disfunções quase que inevitáveis, sobretudo quando se trata de lesões medulares cervicais. As complicações no sistema respiratório são responsáveis por mais de 20% das causas de morte, principalmente, nos primeiros 6 meses após a lesão medular, nos indivíduos acometidos com tetraplegia [55][56][43]. Além disso, essas lesões configuram-se como a principal causa de hospitalização da pessoa com lesão medular. Tal prevalência pode estar relacionada a alterações na mecânica respiratória, com aumento do tônus brônquico por estímulo parassimpático [44][57][58][59] associado à fraqueza e/ou paralisia da musculatura respiratória, culminando em uma restrição pulmonar não parenquimatosa [60][61][62][63].

2.4 REPERCUSSÕES DA LESÃO MEDULAR CERVICAL NO SISTEMA RESPIRATÓRIO E NA TOSSE – POR QUE PROPOR UMA ALTERNATIVA DE DIAGNÓSTICO FUNCIONAL DA TOSSE?

A paralisia dos músculos da parede abdominal produz redução da pressão intra-abdominal, que por sua vez afeta a pressão expiratória máxima e, conseqüentemente o pico de fluxo expiratório [64][65][66][67], e a afetividade da tosse, fatores que

dificultam a higiene brônquica eficaz, favorecendo a retenção de secreção e o consequente surgimento de pneumonias, atelectasias e insuficiência respiratória [68][56][69], principal cenário clínico de óbito da pessoa com lesão medular.

Lesões medulares abaixo do quinto nível cervical (C5) podem repercutir diretamente na função muscular expiratória, evidenciada pela ausência de contração voluntária de músculos como o reto e oblíquo abdominal, principais motores da expiração [70]. Quando o trauma ocorre na coluna cervical, como nos casos entre os níveis C1 a C3 é frequente a ocorrência de insuficiência respiratória em decorrência da descontinuidade do nervo frênico, responsável pela inervação do músculo diafragma [71][72]. Assim, em lesões localizadas abaixo de C5, a função inspiratória é preservada e a disfunção é predominantemente expiratória.

Independentemente do nível motor da lesão medular quando o trauma ocorre na coluna cervical, a função expiratória será prejudicada, em detrimento da inervação dos principais músculos expiratórios: reto abdominal, intercostais internos e oblíquos abdominais externos e internos [73], como mostra a Figura 8. Com a fraqueza, paralisia total, parcial e atrofia desses músculos, o sujeito com lesão medular será incapaz de gerar alta pressão intra-abdominal, o que também dificulta a realização de medidas de avaliação e acompanhamento da função pulmonar, como por meio da espirometria e medidas de pico de fluxo [74]. Além disso, essas alternativas estão mais restritas à compreensão da função respiratória parenquimatosa e são pouco funcionais diante da importância da ação muscular para manutenção da fisiologia respiratória e da higiene brônquica, por meio da tosse voluntária [75].

A efetividade desse processo depende de alguns fatores e, fisiologicamente, a tosse é o principal mecanismo de proteção vias aéreas e do parênquima pulmonar, pois expulsa corpos da árvore brônquica [76]. O processo de tosse tem três fases: inspiratória, compressiva e expiratória [77][1]. Durante a tosse, os músculos expiratórios precisam se contrair de forma sincrônica aumentando a pressão intra-abdominal e, conseqüentemente, o pico de fluxo [78] e o pico do fluxo da tosse [79][80], que é mecanismo capaz de retirar corpos indesejáveis à fisiologia respiratória. Condições clínicas, como a lesão medular, que alteram a fisiologia neuromotora da tosse podem contribuir para o surgimento de disfunções respiratórias, devido à incapacidade de músculos respiratórios de gerar contrações eficientes [81][82].

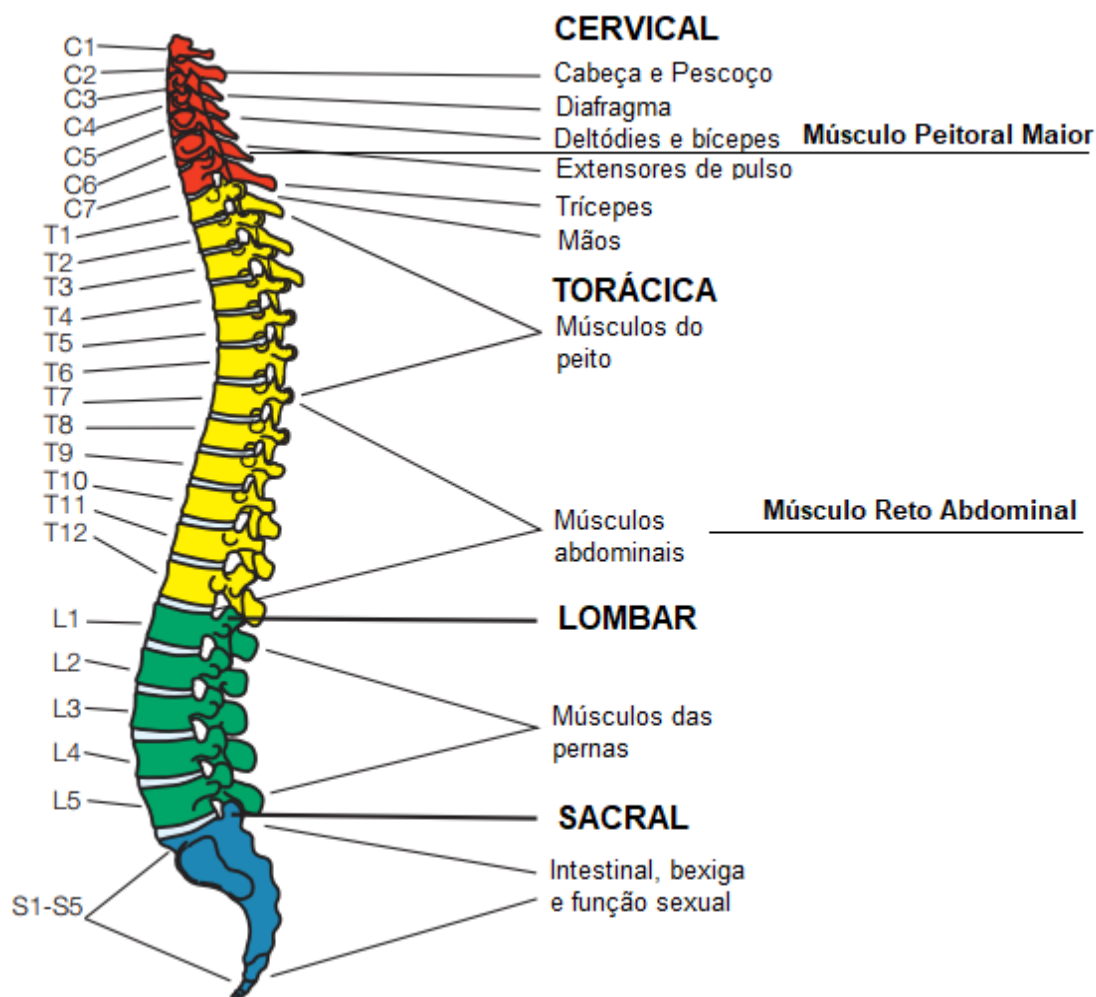


Figura 8. Nível medular e respectiva inervação de grupos musculares, com ênfase nos músculos respiratórios utilizados para monitoramento diagnóstico da tosse voluntária. Fonte: Adaptado e traduzido de <http://spinalwa.org/wp-content/uploads/2016/03/FSH-Anatomy-and-Physiology.pdf>

Assim como em outras funções orgânicas, o nível motor da lesão medular pode determinar o estado funcional e a eficácia da tosse, que classicamente é avaliada pelo pico de fluxo de tosse (PFT), apresentada em condições fisiológicas ou em disfunção, conforme a revisão da literatura [83], em três níveis de classificação - quando apresenta valor superior a 270 L/min, o PFT é considerado bom, valores entre 160 e 270 L/min, moderado, e grave com fluxo inferior a 160 L/min. Dessa forma, tal parâmetro será alterado após a lesão medular, sobretudo nas lesões cervicais em virtude da relação inversa entre o nível da lesão e o pico de fluxo de tosse, ou seja, em geral quanto mais alta a lesão menor o desempenho do fluxo gerado pela tosse [84].

Apesar da ineficácia da tosse, devido à disfunção musculatura respiratória, evidências sugerem que a tosse é um evento eletricamente ativo, o que pode ser constatado pela observação de atividade mioelétrica durante a tosse forçada em

indivíduos com lesão na medula. Essa evidência foi observada especialmente nos casos de lesões abaixo do quinto nível motor cervical [10][84].

Complementado esses estudos, a *American Thoracic Society e a European Respiratory Society* afirmam que a eletromiografia, de superfície ou invasiva, pode ser útil no diagnóstico de alterações musculares respiratórias, como em doenças neuromusculares, na avaliação de disfunções musculares respiratórias e na avaliação do padrão neuromotor respiratório [86]. Entretanto, a aplicabilidade da eletromiografia no diagnóstico funcional em indivíduos com lesão medular, e durante manobras, como na tosse, não ainda são totalmente compreendidas. Apesar de existirem estudos conduzidos com a intenção de verificar músculos ativos durante a tosse de pessoas hígdas e com lesão medular, os protocolos encontrados em um revisão sistemática (na íntegra no Apêndice III) ainda carecem de medidas que apresentem uma proposta de diagnóstico funcional para acompanhamento e prognóstico da pessoa com lesão medular e com risco de infecções pulmonares por disfunção muscular respiratória.

2.5 A atividade eletromiográfica de superfície como recursos para caracterização e diagnóstico de tosse voluntária

É razoável imaginar que após o trauma medular espinal, inexistiria atividade elétrica muscular abaixo do nível da lesão, porém, estudos demonstraram a ocorrência de sinais eletromiográficos de músculos respiratórios em pessoas com lesão medular e indícios de relação desses sinais com a respiração espontânea mesmo em indivíduos com tetraplegias [87]. Entre os músculos avaliados, chamou atenção a ação muscular e o sinais da porção clavicular do peitoral maior durante a fase de expiração, supondo uma provável correlação, com a função de abertura da glote, fase crucial para explosão da tosse, é importante destacar que essa evidência de sinais de eletromiografia de superfície e invasivos foram obtidos em indivíduos com lesão medular abaixo de do quinto nível cervical (C5) [87].

As pesquisas desenvolvidas em torno do uso de sinais eletrofisiológicos, especificamente, de eletromiografia de superfície para avaliação da função muscular respiratória têm desenhos metodológicos predominantemente observacionais. A eletromiografia pode ser realizada por meio de eletrodos inseridos diretamente na fibra muscular, conhecidos, como eletrodos agulha ou, alternativamente, com de superfície,

que possuem grande variedade em relação ao tipo de material, tamanho, e configuração, entre outras características. Para avaliar o mecanismo de tosse houve, na literatura, o predomínio do uso de EMG-S [88][89][90][90].

Para avaliar eventos respiratórios, é imprescindível estabelecer a localização dos eletrodos com base no estudo da anatomia, biomecânica e fisiologia, como mostram os estudos que demonstraram que em pessoas com lesão medular, os protocolos de aquisição priorizaram os músculos respiratórios acessórios, mas com ênfase na porção clavicular do músculo peitoral maior [92]. No entanto, se a investigação contemplar indivíduos hígidos, os músculos mais investigados foram aqueles com função expiratória, como os músculos reto abdominal e oblíquo externo abdominal [92].

As evidências coletadas sugerem que sinais eletromiográficos de superfície podem ser efetivos na detecção de diferentes comportamentos respiratórios em pessoas com e sem lesão medular espinal, em atividades como tosse voluntária, bem como respiração espontânea e expiração forçada. Nos achados sinais eletromiográficos brutos ou processados obtidos por eletromiografia invasiva e de superfície foram utilizados para detecção de eventos respiratórios, sendo notável a variabilidade em torno do processamento de dados e técnicas de aquisição dos dados. Essa variabilidade também foi observada em relação aos tipos de filtros usados, na taxa de amostragem e na aplicação de filtros, inclusive para cancelamento das interferências de outros sinais biológicos, como o eletrocardiograma [90][19]. Essas características denotam pouca padronização e reprodutibilidade em torno de protocolos de avaliação de eventos respiratórios por meio de eletromiografia de superfície.

Vários resultados evidenciaram que, após lesão medular, podem ser observados sinais eletromiográficos associados a tosse ou expiração em grupos musculares com função respiratória e acessória, especialmente na porção clavicular o peitoral maior [93]. Enquanto isso, em indivíduos hígidos a ativação muscular observada por meio de sinais eletromiográficos durante eventos respiratórios, como tosse, contemplou músculos abdominais, sendo o músculo reto abdominal mais frequentemente citado [94]. A magnitude do sinal eletromiográfico dos músculos respiratórios, da população com e sem medular, quando mencionada foi estimada pelo valor quadrático médio do sinal (do inglês *Root Mean Square*, ou simplesmente RMS), também conhecido como valor eficaz médio [89][19][90].

Outro achado relevante em torno da análise das evidências primárias sugere que a atividade eletromiográfica, ou seja, a magnitude do sinal, dos músculos respiratórios pode variar de acordo com a manobra respiratória realizada. Ou seja, os sinais eletromiográficos produzidos pelos músculos respiratórios durante a tosse podem apresentar características diferentes daqueles produzidos durante a respiração espontânea. Os estudos analisados também indicam que o comportamento dos sinais eletromiográficos pode depender da integridade do sistema neuromotor. Essa dependência pode contribuir com a compreensão do prognóstico respiratório funcional de pessoas com lesão com diferentes níveis e classificações.

Portanto, na ocorrência de trauma abaixo do quinto nível cervical (C5) há indício de que a atividade elétrica muscular pode ocorrer durante a tosse ou respiração, com maior notoriedade na porção clavicular do peitoral maior. Em lesões medulares cervicais acima do terceiro segmento (C3), o indivíduo pode apresentar disfunção diafragmática causada por paralisia músculo, além de paralisia muscular expiratória [95] o que dificulta a aquisição de sinais de superfície e aplicabilidade desses para o diagnóstico funcional da tosse.

Como os sinais eletromiográficos em regiões musculares específicas, como o peitoral maior sugerem provável sincronismo entre a ativação muscular e a tosse, quando a maior amplitude do eletromiograma foi observado durante a fases de compressão e expulsiva da tosse. Os estudos sobre eletromiografia durante a tosse com o sistema neuromotor preservado revelaram que mecanismo de tossir gera atividade elétrica em diversos músculos expiratórios, como os músculos retos e oblíquos abdominais, intercostais internos e externos, bem como os músculos acessórios, como o trapézio [96].

Com base na análise de estudos publicados em torno da aplicabilidade de sinais biológicos, como a eletromiograma de superfície, para identificação da tosse, foi desenvolvido um protocolo de aquisição, tratamento e análise dos dados para extração de características dos sinais obtidos, posteriormente utilizados para concepção de uma proposta de diagnóstico neuromotor e funcional do processo de tosse e intenção de tosse de indivíduos com lesão medular, descrita com detalhes no capítulo seguinte.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta a trajetória metodológica de execução plena da pesquisa, o que inclui a descrição de aspectos básicos, como classificação e hipótese da pesquisa, critérios de elegibilidade da amostra, detalhamento dos aspectos éticos, os procedimentos para avaliação da função pulmonar da população incluída, além de aquisição dos sinais biológicos utilizados para treinamento e classificação dos eventos respiratório de tosse voluntária.

3.1 HIPÓTESE

A atividade eletromiográfica de superfície dos músculos peitoral maior e reto abdominal durante a tosse voluntária em indivíduos com lesão medular abaixo quinto nível cervical (C5) poderá ser utilizada para classificação e diagnóstico da tosse voluntária e da pré-tosse voluntária.

3.2 DESENHO DO ESTUDO

A pesquisa foi definida como um estudo do tipo transversal, ou seja, sem intervenção ou interferência na amostra de pessoas com lesão medular convidada e selecionada para aquisição de medidas e variáveis de interesse do estudo. Conforme detalhado posteriormente, os dados obtidos foram tratados de forma qualitativa e quantitativa, com predominância deste último.

3.3 AMOSTRA

Fizeram parte da amostra indivíduos de ambos os sexos, sendo recrutados para participar dos protocolos da pesquisa indivíduos com lesão medular espinal com nível de lesão entre o 5º nível cervical (C5) e o décimo segundo nível torácico T12. Os participantes foram convidados por meio de interação com centros de reabilitação, centros de saúde e clínicas de reabilitação, sendo a amostra obtida por conveniência, respeitando a disponibilidade de cada convidado. Ao final 11 indivíduos aceitaram participar da pesquisa, sendo 1 excluído de acordo com os critérios de elegibilidade estabelecidos, sendo 10 o número efetivo de participantes da pesquisa.

3.3.1 Critérios de inclusão

Compuseram o grupo de participantes indivíduos acometidos por lesão medular traumática, completa ou incompleta, com nível motor de lesão entre de C5 e T12, clinicamente estáveis e que aceitaram integrar a pesquisa após conhecer e concordar com o protocolo experimental.

3.3.1 Critérios de exclusão

Indivíduos com história prévia de lesão medular associada a outras alterações neurológicas foram excluídos dos experimentos. Exemplos de condições que levaram a exclusão são citados a seguir: indivíduos com esclerose lateral amiotrófica, esclerose múltipla, traumatismo crânio-encefálico, acidente vascular encefálico, alteração cognitiva, pneumopatia em atividade, tosse crônica, e dependentes de assistência ventilatória e processo infeccioso com alteração clínica e/ou laboratorial. Adicionalmente, foram excluídos indivíduos que se negaram a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ou discordaram de algum procedimento da pesquisa.

3.4 ASPECTOS ÉTICOS

O protocolo de pesquisa, bem como, a proposta de diagnóstico funcional e neuromotor da tosse foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, sob número de registro CAEE: 54825816.7.0000.5558 (parecer substanciado disponível no anexo I). Antecedendo a aquisição de quaisquer dados biológicos, demográficos ou da anamnese, os voluntários foram convidados, por meio de convite oral ou escrito (quando foi utilizada rede social), sendo informados e esclarecidos sobre natureza, objetivos, procedimentos, justificativa e objetivo da pesquisa, após expressar concordância em participar da pesquisa foram convidados a consentir formalmente, sendo solicitado assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme preconizado na resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde [97]. Além disso, o ensaio foi registrado na base de dados do Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (ReBEC) sob registro RBR-5mvff4, em consonância com a resolução da ANVISA - RDC 36, de 27 de junho de 2012, que altera a RDC 39/2008 e Resolução da diretoria colegiada - RDC nº 10, de 20 de fevereiro de 2015 [98], todos os estudos clínicos fases I, II, III e IV, devem

apresentar comprovante de registro da pesquisa clínica (o registro da pesquisa está disponível no anexo II).

3.5 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os procedimentos foram organizados nas seguintes etapas: I) inicialmente foi realizada avaliação do estado geral do participante, que inclui anamnese, exame físico e avaliação da função pulmonar (que incluiu espirometria e pico de fluxo de tosse); II) após classificação da amostra de acordo com a função pulmonar, ocorreu o monitoramento respiratório pelo movimento toracoabdominal por meio de uma cinta de sensores de respiração *Neulog respiration monitor belt logger* sensor modelo NUL – 236; III) parte da amostra participante da fase II foi selecionada e convidada para mapeamento bilateral por meio de eletromiografia de superfície do músculo peitoral maior e reto abdominal; IV) os dados obtidos nas etapas II e III foram analisados a partir dos dados oriundos da oscilação de energia e frequência, a partir da rotulagem dos sinais, durante o evento de tosse e pré-tosse voluntária, nessa fase foram atribuídas rotulagens manuais para cada um dos eventos; V) a identificação de eventos de tosse nas etapas II e III foi realizada por meio de processados em algoritmos desenvolvidos para testes de diagnóstico funcional e neuromotor da tosse e pré-tosse voluntária e submetidos a testes estatísticos. A trajetória metodológica concebida e executada nessa pesquisa está sintetizada no fluxograma da Figura 9.

3.5.1 Anamnese, exame físico e avaliação da função pulmonar

A anamnese foi agendada, conforme disponibilidade do participante, sendo sugerida 24 horas após o aceite a participação na pesquisa e assinatura do TCLE. A anamnese compreendeu a identificação do voluntário, o histórico de morbidades pregressas, no caso de pessoas com lesão medular, e a causa e o período da lesão. No exame físico, foi avaliado o estado geral de saúde, sendo investigada a classificação da lesão conforme a *American Spinal Injury Association* (ASIA) [99], a aferição de dados antropométricos, como estatura, por meio da medição da envergadura e peso, conforme relatado pelos participantes. O formulário aplicado para aquisição dos dados está disponível no apêndice I.

Os testes relacionados à função pulmonar, e à espirometria e ao pico de fluxo da tosse, foram agendados após a anamnese e exame físico, conforme a disponibilidade do participante, com intervalo mínimo de 24 horas entre um exame e outro. Os equipamentos utilizados para aferir função pulmonar e o pico de fluxo de tosse foram, respectivamente: um Espirômetro (MicroPlus, *Micro Medical Limited, England*) e um *peak flow* (60-900 L/Min - *Philips Respironics*) [65][7][84].

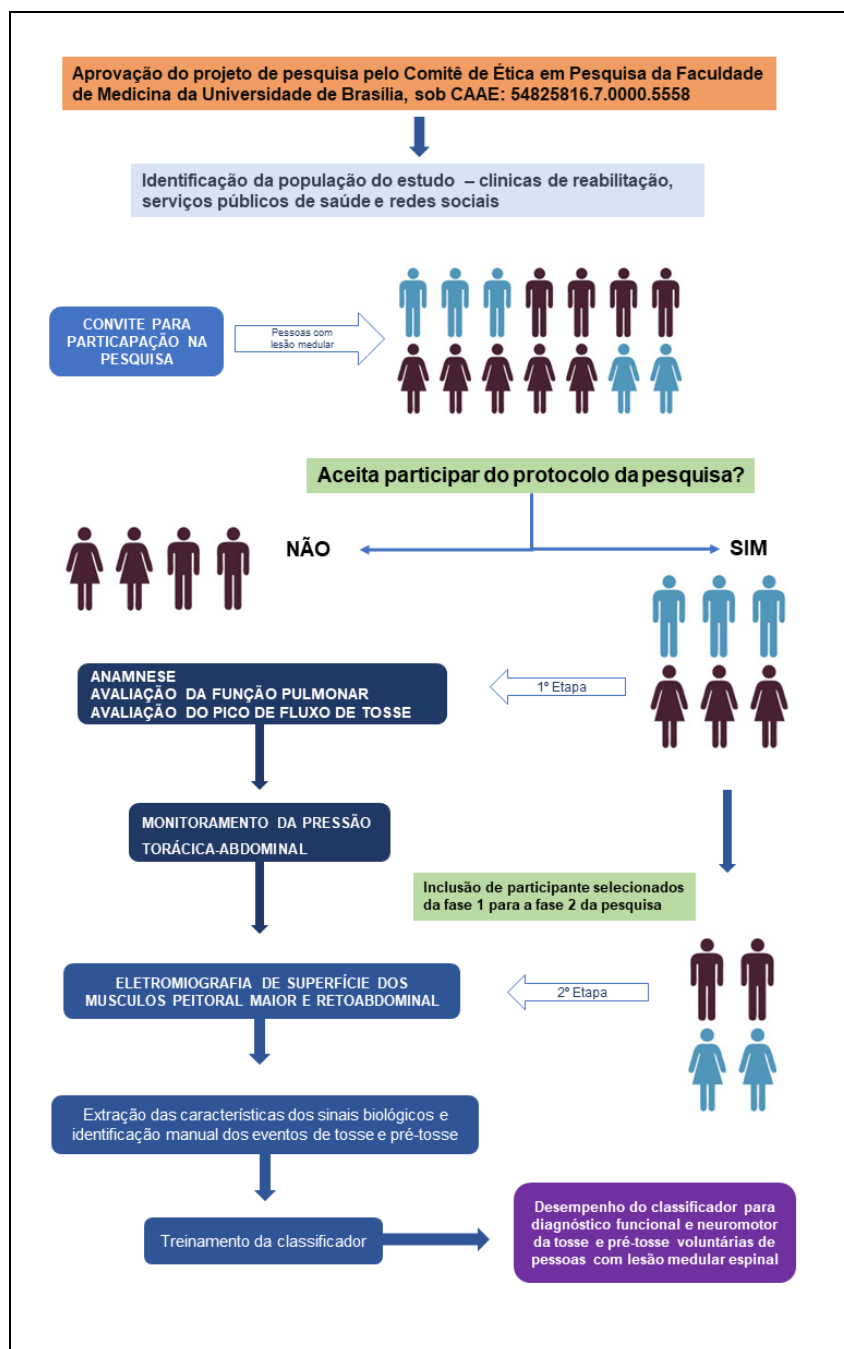


Figura 9. Fluxograma do protocolo experimental da pesquisa.

Essa avaliação foi iniciada após esclarecimentos dos voluntários sobre os procedimentos relacionados à prova de função pulmonar, e da adaptação do bucal na boca do participante e do clipe nasal. O exame foi realizado com o participante na posição sentada e o avaliador segurando, com as mãos, o espirômetro à frente da boca do participante, que com a via nasal ocluída pelo clipe, foi orientado a inspirar profundamente e expirar de forma forçada e continua por aproximadamente 6 s, com o bocal aderido aos dentes e lábios. Os resultados, como capacidade vital forçada, volume expiratório forçado no primeiro segundo e pico de fluxo expiratório, foram registrados na ficha de avaliação de cada participante e o teste foi repetido por três vezes, com intervalos de aproximadamente 10 minutos entre os testes, no entanto, o tempo de repouso variou conforme disposição relatada por cada participante. Os três valores obtidos foram anotados, sendo registrados o valor máximo utilizado para identificação da amostra.

Posteriormente, conforme agendado com o participante, foi mensurado o pico de fluxo de tosse. O procedimento foi realizado de forma semelhante ao da espirometria, com o participante também, confortavelmente, na posição sentada e o avaliador segurando com o instrumento de medição com as mãos, e aproximando-o da boca do participante. Que foi orientado a fazer uma inspiração profunda e máxima, ou seja, até a capacidade pulmonar total, seguida de uma tosse forçada com o bocal aderido aos lábios. A medição desse fluxo foi realizada 3 vezes, com intervalos de aproximadamente 10 minutos para repouso dos participantes, sendo registrada na ficha de avaliação a maior taxa de fluxo de tosse (litros por minuto) expelida.

Os riscos durante a realização desses testes de função pulmonar foram baixos e pouco relatados na literatura especializada. No entanto, para citar alguns poderia haver síncope em indivíduos com disautonomia, quando se realiza um esforço expiratório máximo acima de 10 segundos, sendo mais frequentes em casos de obstrução brônquica. Porém, em indivíduos com lesão medular, o tempo expiratório é uma das limitações do teste, sendo frequente um esforço expiratório com duração inferior a 6 segundos, devido a fraqueza ou paralisia dos músculos abdominais. É importante destacar que o risco contaminação por doenças infecciosas foi reduzido devido à utilização de bocais descartáveis de papelão e do filtro de barreira bacteriana e não foi registrada nenhuma intercorrência com os participantes durante e após a aferição da função respiratória e de tosse.

3.5.2 Monitoramento respiratório – pressão toracoabdominal

Nessa fase do experimento foram utilizadas duas cintas de sensores de respiração *Neulog respiration monitor belt logger sensor* modelo NUL – 23, com taxa de amostragem de 5 hertz (Figura 10), equipamento que consiste em sensores instalados em uma cinta de tecido inelástico dotada de um bolsa inflável de borracha e faixas adesivas do tipo Velcro® para fixação da cinta ao tórax e ao abdômen. Para fins de padronização e reprodutibilidade do experimento foi utilizada como referência para posicionamento do *Neulog*, a região entre os mamilos e a sétima costela para região do tórax. Para região abdominal foi determinado como referência para posicionamento a cicatriz umbilical. O monitoramento respiratório foi iniciado após fixação da cinta no voluntário por meio das fitas adesivas e ajustada pela introdução de ar na bolsa de borracha interna à cinta. O sensor foi conectado a um computador portátil por meio de uma porta *Universal Serial Bus* (USB), além disso, o computador utilizado Dell® *Inspiron 15 3000* não foi conectado à rede elétrica durante as coletas dos sinais, sendo utilizada a energia disponibilizada pela bateria, que apresentava autonomia de aproximadamente 3 horas, tempo suficiente para aquisição de sinais em um participante.



Figura 10. Cinta para monitoramento da pressão toracoabdominal, modelo NUL-236, utilizada na fase II do protocolo experimental. Fonte: <https://neulog.com/respiration-monitor-belt/>

Nesse equipamento a atividade do sistema respiratório é aferida pelo movimento toracoabdominal durante a respiração, ou seja, por meio da variabilidade da expansão e retração da região toracoabdominal, seja na respiração com ou sem tosse voluntária. Os dados aferidos são fornecidos por unidades arbitrárias analógicas (ou do inglês *arbitrary analog units*), que neste caso, demonstra o comportamento da função respiratória na

forma de onda que não possuem unidades de medida específica, ou seja, se trata de uma medida quantizada entre 0 a 3000.

3.5.3 Mapeamento do sinal eletromiográfico de superfície do músculo peitoral maior e reto abdominal durante a tosse voluntária

O sinal de EMG-S foi adquirido por meio de eletrodos autoadesivos com espuma compacta de alta qualidade, resistente a fluidos, com fácil adesão à pele, não irritante, hipoalergênico e com baixa impedância. O eletrodo em formato de gota (conforme observado na Figura 11) é dotado de gel e sensor em Ag/AgCl. Esses eletrodos utilizados na aquisição de sinais de eletromiografia de superfície foram individuais e descartáveis, que nunca foram reutilizados.



Figura 11. Eletrodo autoadesivo utilizado para aquisição dos sinais de EMG-S durante o protocolo experimental. Fonte: <http://www.cardioequipo.com.br/produto/meditrace.html>

Após dezenas de testes realizados na fase piloto do estudo, várias alternativas de sistemas de eletromiografia de superfície foram descartadas, por diferentes razões, como interferência da rede elétrica, predominância do sinal de eletrocardiograma em relação ao músculo esquelético e taxa de amostragem insuficiente para aplicação desejada, para citar alguns. Por fim, foi escolhido o eletromiografo modelo Biomonitor ME6000 da Mega (Figura 12), um sistema de medição e monitoramento de eletromiografia e outros sinais fisiológicos de até 16 canais, simultaneamente, com taxa de amostra de 2040 hertz (Hz), além de apresentar como vantagem a alimentação por meio de baterias, livre da rede elétrica, minimizando interferências, ou seja, os participantes foram expostos a riscos mínimos, pois não recebem nenhum tipo de irradiação, nem exposição a substâncias nocivas à saúde.



Figura 12. Eletromiografo de superfície modelo Biomonitor ME6000 utilizado para aquisição dos sinais de EMG-S durante o protocolo experimental. Fonte: <http://www.medicaexpo.com/pt/prod/mega-electronics/product-69358-559555.html>.

A eletromiografia de superfície é um procedimento não invasivo, que utiliza eletrodos superficiais, que aderem à pele. O único produto utilizado no contato da pele foi um gel condutor à base de água já integrado ao eletrodo, não havendo registro na literatura de processo alérgico por utilização desse tipo de gel.

3.6 CENÁRIO DA PESQUISA

O convite aos participantes da pesquisa aconteceu em clínicas e centros de reabilitação, e por meio de redes sociais. Para aquisição dos dados, foram oferecidas aos participantes, três possibilidades de local: (i) o ambulatório de fisioterapia neurológica do Hospital Universitário de Brasília (HUB), localizado na Asa Norte, Brasília; (ii) o Centro de Treinamento Neuromotor – *Moving*, localizado no Núcleo Bandeirante, Distrito Federal; (iii) aos participantes com dificuldade e incapacidade de deslocamento foi disponibilizada a coleta de dados e de todas as fases da pesquisa no domicílio do participantes (sendo que essa foi a alternativa com maior número de adesões). Todas as fases da coleta de dados foram realizadas pelo mesmo pesquisador.

3.7 METODOLOGIA DE ANÁLISE DE DADOS

Os dados relacionados a respiração espontânea e tosse, em particular os dados de movimento toracoabdominal e de eletromiografia, foram analisados por diferentes

metodologias de análise no domínio do tempo e frequência. No sinal de eletromiografia, foram calculados os valores eficazes ou RMS (Raiz quadrática média, do inglês, *Root Mean Square* - RMS), que são utilizados para estimar a amplitude do sinal em função do tempo, que se correlaciona com o padrão de recrutamento de unidades motoras do músculo. Além disso, são avaliadas medidas associadas ao espectro dos sinais de EMG, tais como as frequências média, mediana e modal. Essas variáveis permitiram avaliar o comportamento dos sinais quanto à presença de componentes de frequências mais altas ou mais baixas, e a diferenciação quanto a esses aspectos entre ausência ou presença de tosse e pré-tosse. Para a análise dos dados eletromiográficos e de monitoramento do movimento toracoabdominal foram utilizados os programas *Statistica* (StatSoft Inc®), o *MatLab* (Mathworks®) e o R ("*R Project for Statistical Computing*"), além dos algoritmos desenvolvidos em parceria com o Prof. Dr. Cristiano Jacques Misso, do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade Gama da Universidade de Brasília. Esses procedimentos estão detalhados nos próximos capítulos.

4 PROPOSTA DE DIAGNÓSTICO NEUROMOTOR E FUNCIONAL DA TOSSE VOLUNTÁRIA DE PESSOAS COM LESÃO MEDULAR

Esse capítulo apresenta a proposta para classificação dos eventos de tosse e pré-tosse voluntária, por meio da extração de características de sinais biológicos, como eletromiografia de superfície. A descrição inclui o protocolo de aquisição dos sinais de EMG de superfície, bem como as técnicas e o algoritmo para processamento dos dados utilizados para construção da metodologia de diagnóstico funcional da tosse. O algoritmo é testado, em um primeiro momento, pelo movimento toracoabdominal durante a respiração espontânea e a tosse voluntária.

4.1 TOSSE E PRÉ-TOSSE – POR QUE E COMO IDENTIFICAR ESSES EVENTOS RESPIRATÓRIOS?

Como descrito na revisão da literatura, fisiologicamente, a tosse humana acontece em três fases distintas: inspiratória, compressiva e expiratória [1]. Sendo que em cada ocorrem eventos que caracterizam a sincronia entre músculos respiratórios e vias aéreas. A princípio, a glote está aberta e os músculos expiratórios alongados, enquanto o diafragma contrai para expandir a caixa torácica pelo aumento do volume de ar inspirado. Em seguida, a glote fecha as vias aéreas, pela contração inicial dos músculos expiratórios, com ênfase na ação do músculo reto abdominal. Por fim, com o aumento da ação muscular expiratória, a glote é aberta pelo aumento do fluxo turbulento gerado pela contração dos músculos da região abdominal. Em consequência, há um aumento da pressão interna da cavidade e o pico de fluxo de tosse.

Diante disso, para fins de delimitação da pesquisa, foi considerado como tosse voluntária o evento respiratório causado pelo condicionamento do pesquisador ao participante, que induziu a realização de uma inspiração profunda máxima, seguida de uma fase de fluxo expiratório forçado, turbulento e máximo, capaz de abrir a glote e gerar pico de fluxo de tosse. Por outro lado, a pré-tosse é ainda considerada um conceito limitado à análise dos sinais gerados durante a tosse voluntária: como não existem agentes provocadores de tosse enquanto um reflexo pulmonar defensivo, para fins de diagnóstico neuromotor e funcional considerou-se como pré-tosse o período de 0,25 a

0,5 segundos antecedentes ao ciclo de tosse voluntárias. A metodologia para condicionamento da tosse voluntária foi distinta para cada fase, em razão das técnicas utilizadas para aquisição dos dados, o monitoramento respiratório e eletromiografia de superfície, que serão descritas com detalhes nos tópicos a seguir.

Ao propor diagnóstico um diagnóstico neuromotor e funcional, a pesquisa se deparou com a necessidade de esclarecer ou ressignificar o conceito centro da trajetória metodológica. O termo diagnóstico, nas ciências médicas ou aplicadas à saúde, é designado como uma prática, ferramenta ou metodologia de identificação de alterações, disfunções ou doenças, com a finalidade de estabelecer prognóstico e intervenção adequada à queixa. No entanto, para fins da condução desta pesquisa, o diagnóstico funcional e neuromotor da tosse voluntária em pessoas com lesão propõe identificar a capacidade de tossir, enquanto uma ação integrada entre o sistema nervoso central e periférico e, por sua vez, como um mecanismo com a função de proteger e higienizar as vias áreas. Ou seja, trata-se de um diagnóstico irrestrito à prática, exclusivamente, medicalocêntrica.

4.1.2 Monitoramento respiratório por meio da pressão toracoabdominal para diagnóstico neuromotor e funcional da tosse e pré-tosse

Para realização desse monitoramento o participante foi, confortavelmente, posicionado em decúbito dorsal, onde permaneceu durante toda aquisição dos dados. Foram usadas duas cintas *Neulog respiration monitor belt logger sensor* modelo NUL – 236. As cintas foram posicionadas com o paciente em decúbito dorsal e ajustadas pela mudança de decúbitos laterais, sendo utilizada como referência de posição a linha entre os mamilos e a cicatriz umbilical (Figura 13). O monitoramento aconteceu por 60 minutos, sem interrupções, sendo que durante esse período o participante foi orientado a evitar movimentos corporais bruscos e conversações. Mas em nenhum momento o participante foi privado de ingerir água, espirrar ou de exercer outros tipos de funções voluntárias e involuntárias. Além disso, cada participante foi orientado a solicitar a interrupção da coleta a qualquer momento, em caso de necessidade.

Para fins de treinamento do algoritmo de classificação, que será detalhado ainda nesse capítulo, foi preciso sinais de exemplo que caracterizassem tanto a respiração

espontânea como a tosse voluntária. Esses sinais foram utilizados para extração de características usadas para o treinamento dos classificadores de padrão testados.

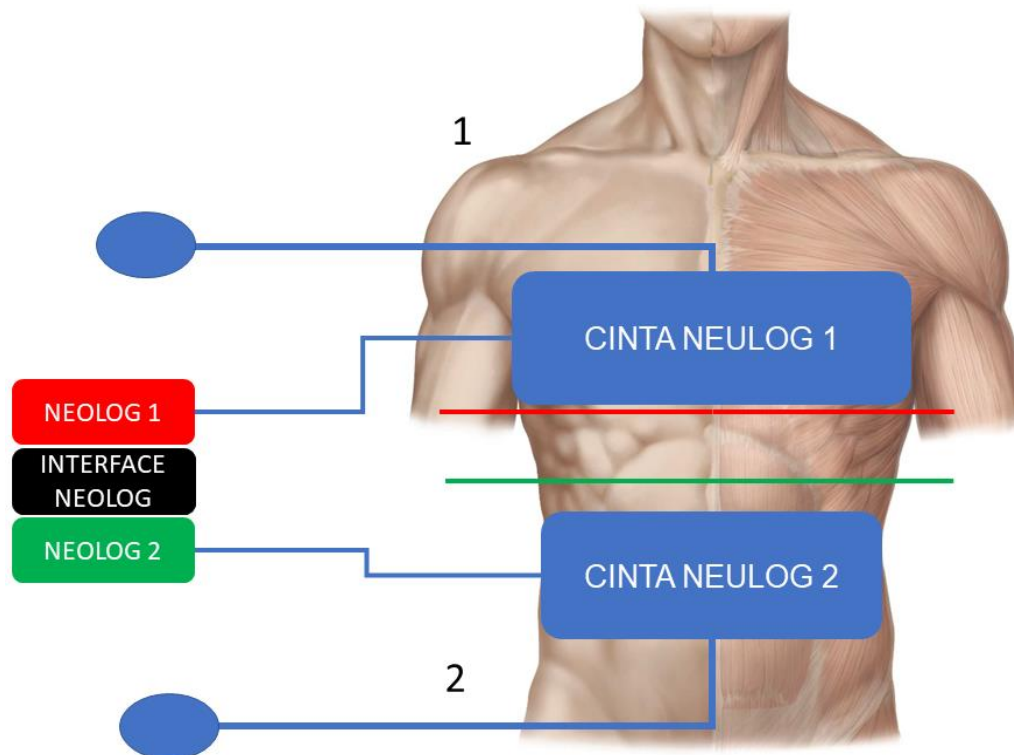


Figura 13. Posicionamento das cintas Neulog modelo NUL – 236 para monitoramento da pressão toracoabdominal durante o protocolo para diagnóstico funcional da tosse. Fonte: Adaptada e traduzida de <https://anatomy-library.com/img/human-anatomy-abdomen-muscles-20.html>.

Foi solicitado a cada voluntário que, durante o tempo de monitoramento, ele(a) realizasse 6 ciclos de tosses voluntárias, sempre a partir de uma inspiração profunda e máxima. Cada ciclo foi composto por no mínimo 5 tosses voluntárias, com intervalos de 10 minutos entre cada ciclo de tosse, conforme mostrado no fluxograma da Figura 14. Todo monitoramento respiratório foi acompanhado pelo pesquisador principal, por meio do *software* Neulog 3. Ao fim da coleta de sinais de cada participante, os dados foram salvos para posterior tratamento e análise.

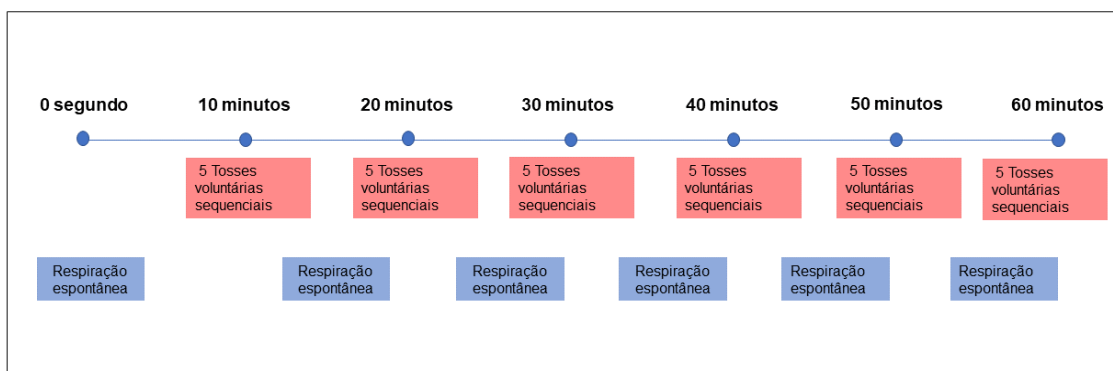


Figura 14. Protocolo de avaliação de tosse e respiração espontânea por meio do monitoramento do movimento toracoabdominal.

4.1.3 Eletromiografia de superfície dos músculos peitoral maior e reto abdominal para diagnóstico neuromotor e funcional da tosse e pré-tosse

Após a realização do monitoramento respiratório com toda amostra incluída, por meio do par de cintas NUL 36, parte da amostra (5 participantes) foi convidada a participar do protocolo de eletromiografia de superfície dos músculos peitoral maior e reto abdominal. Essa coleta também foi realizada com o voluntário confortavelmente posicionado em decúbito dorsal, onde permaneceu durante toda a aquisição de sinais eletromiográficos, que ocorreu por aproximadamente 30 minutos.

Durante esse tempo, foram condicionados 5 ciclos de tosses, sendo que em cada ciclo o participante foi induzido, por estímulo verbal, a realizar uma sequência de 5 tosses, a partir de inspirações profundas e máximas. Informações dos sinais de EMG-S pertinentes à respiração espontânea foram coletadas no período de repouso ou recuperação entre os ciclos de tosse, tempo correspondente a aproximadamente 5 minutos, conforme descrito na Figura 15.

Os sinais coletados nessa fase são mais vulneráveis a interferências externas, que variam desde a rede elétrica até ao atrito intermitente entre a pele e os eletrodos. Portanto, além orientar o voluntário a evitar movimentos corporais bruscos e a evitar conversações, foi realizada tricotomia da região do eletrodo, bem como a assepsia com álcool 70% para minimizar o manto hidrolipídico e a impedância cutânea. Todas as fontes de energia próximas ao ambiente da coleta foram desligadas e desconectadas, incluindo aparelhos de ar-condicionado, TVs, computadores e outros equipamentos elétricos que pudessem ser desligados.

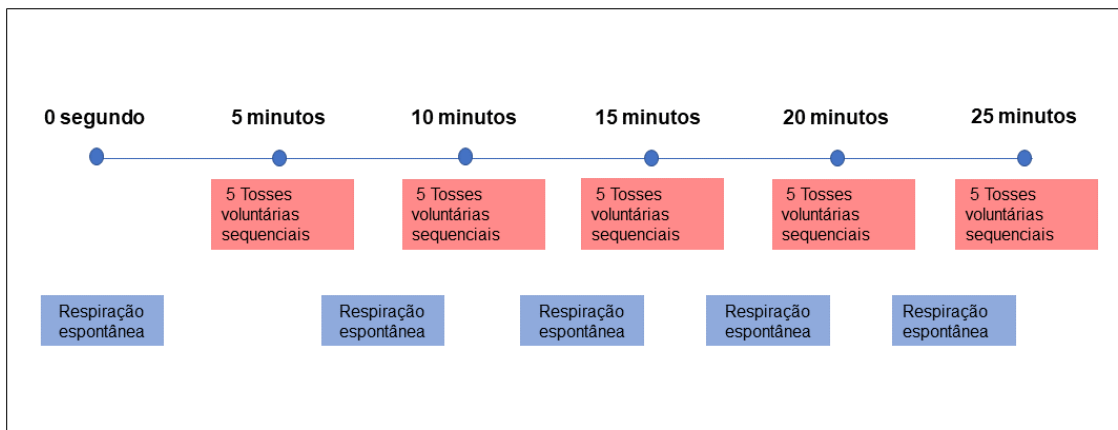


Figura 15. Protocolo de avaliação da tosse voluntária e da pré-tosse por meio da eletromiografia de superfície dos músculos peitoral maior e reto abdominal

Como no caso da coleta dos sinais de mecânica respiratória, em nenhum momento os participantes foram privados de ingerir água, espirrar ou exercer quaisquer outras funções voluntárias e involuntárias. Foram novamente orientados a solicitar a interrupção da coleta a qualquer momento em que ela se se fizesse necessária.

O posicionamento dos eletrodos e a distância intereletródica foram estabelecidas após exaustivos testes e análises dos sinais, cujo principal objetivo foi obter a melhor relação sinal/ruído, com menor interferência de outros sinais biológicos, como eletrocardiograma, e com a melhor magnitude do sinal eletromiográfico da região avaliada. Diante disso, foi determinado que os canais 1 e 2 do eletromiógrafo modelo Biomonitor ME6000 contemplariam, respectivamente, as porções claviculares do músculo peitoral maior direito e esquerdo, com distância intereletródica de 20 mm entre os eletrodos 1 e 2 e entre os eletrodos 3 e 4. A distância entre eletrodos é definida, segundo o SENIAM (abreviação do inglês *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), como a distância entre o centro e a área condutiva de 2 eletrodos bipolares. O SENIAM, dentre outras ações, formulou uma lista de recomendações para localização de sensores em 30 músculos individuais; no entanto, ainda não estão incluídos os músculos elegidos para essa pesquisa, de forma que o posicionamento para esta pesquisa foi determinado pelo autor com base nos testes descritos.

Os canais 3 e 4 foram assim posicionados para capturar sinais do terço inferior do músculo reto abdominal, enquanto os eletrodos 5 e 7 foram localizados lateralmente a 2 cm da cicatriz umbilical. Finalmente, os eletros 6 e 8 foram posicionados a 20mm abaixo dos eletrodos 5 e 7, respectivamente, conforme representado na Figura 16.

Os grupos musculares elegidos para investigação participam, fisiologicamente, de movimentos osteocinemáticos (o movimento gerado pelos segmentos corporais), mas têm também importante contribuição no processo de respiração. O músculo peitoral maior, que está localizado em uma significativa porção do tórax, além de participar da adução horizontal e flexão do ombro, para citar algumas funções, auxilia na elevação das costelas durante a inspiração forçada. Como se trata de um músculo multipenado, ou seja, com várias origens e inserções, é dividido em duas porções básicas: (i) a porção esternal, cujas fibras têm organização horizontal; e (ii) a porção clavicular que possui fibras com inserções ascendentes. Essa foi a região definida pela pesquisa para aquisição e dados de eletromiografia de superfície.

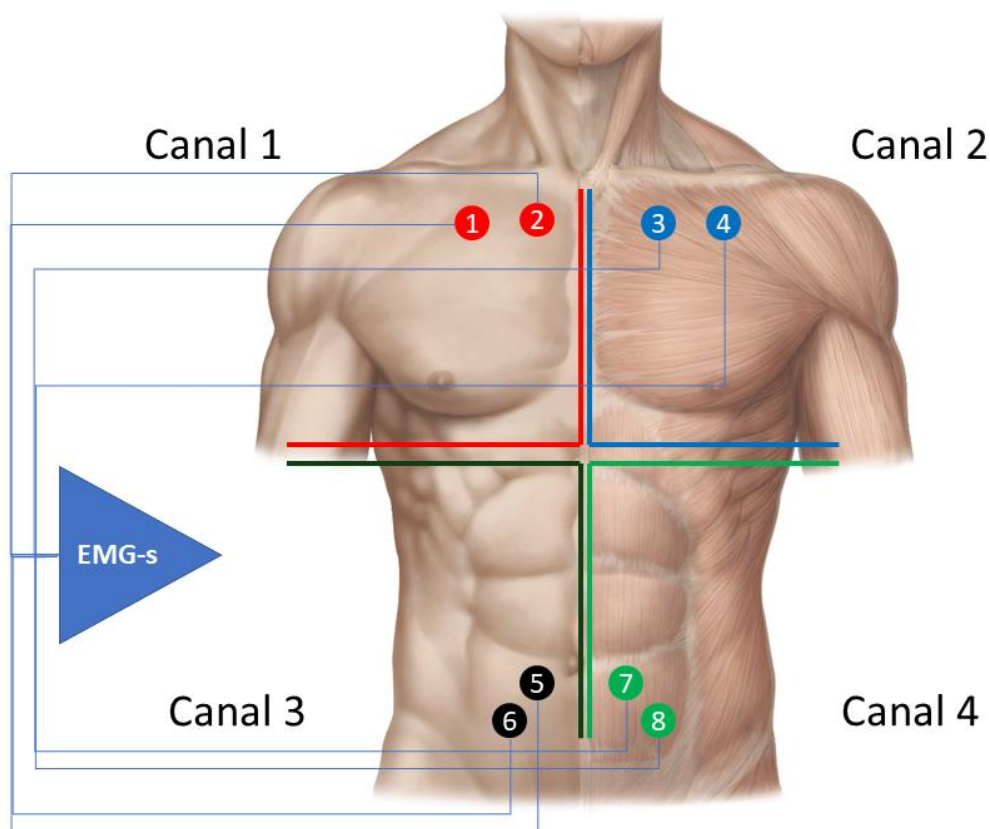


Figura 16. Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia de superfície para investigação dos eventos respiratórios de tosse e pré-tosse da pessoa com lesão medular. Na proposta defendida, foram investigados os biopotenciais bilaterais dos músculos peitoral maior e reto abdominal. Adaptada e traduzida de <https://anatomy-library.com/img/human-anatomy-abdomen-muscles-20.html>

Além do peitoral maior, a outra região adotada para investigação da atividade eletromiográfica durante a tosse voluntária, com base nas pesquisas que referenciaram essa tese, foi a do músculo reto abdominal, principal motor da tosse em indivíduos

hígidos. Há algumas perguntas centrais relacionadas a esta escolha. Havendo ativação de grupos musculares mais superiores como o peitoral maior, também há ativação do reto abdominal? Isso ocorre por uma espécie de tração passiva da musculatura abdominal? Esse dado seria útil para diagnóstico da tosse voluntária e da pré-tosse em pessoas com lesão medular?

Assim como o músculo peitoral maior, o músculo reto do abdome participa de função irrestritas ao sistema respiratório. Por exemplo, ele tem importante função na estabilização da coluna vertebral, auxilia na flexão do tronco e na formação da parede abdominal que sustenta os órgãos internos, dentre outros. Além disso, enquanto músculo respiratório, o reto abdominal aumenta a pressão intra-abdominal na fase expiratória e perde força durante a inspiração para aumentar o espaço necessário para entrada de volume inspiratório.

4.1.4 Caracterização dos eventos respiratórios para classificação do diagnóstico a partir das características dos sinais de tosse e respiração

A ideia central da pesquisa foi utilizar sinais de EMG-S e do movimento toracoabdominal para detectar os eventos de tosse e pré-tosse em pessoas com lesão medular abaixo do quinto nível cervical, por meio de características extraídas dos sinais de EMG-S. As principais características analisadas se referem à distribuição espectral da energia e de valores eficazes (RMS) ao longo do tempo, e foram utilizadas para treinar de forma supervisionada classificadores de padrões de eventos. O objetivo dos classificadores foi distinguir as condições de respiração espontânea, que caracteriza a ausência de tosse, de outros eventos respiratórios diferentes da respiração, categorizados como tosse ou pré-tosse.

Para o treinamento supervisionado, é essencial que as características de treinamento tomadas como exemplo estejam devidamente rotuladas quanto à classe correspondente. Para isso foi realizada uma rotulagem manual prévia, que por meio da análise dos sinais de movimento toracoabdominal e eletromiografia de superfície, permitiu atribuir os tempos de início e término de cada evento de tosse e pré-tosse.

As Figuras 17 e 18 ilustram casos de segmentação manual da tosse, respectivamente, em sinais de mecânica respiratória e de eletromiografia de superfície [100]. Observe que, no caso desses sinais, a análise visual permite identificar os inícios

e términos dos eventos de tosse, sendo que a partir dessa identificação determinam-se os eventos de pré-tosse levando em conta a janela anterior à primeira tosse de cada ciclo.

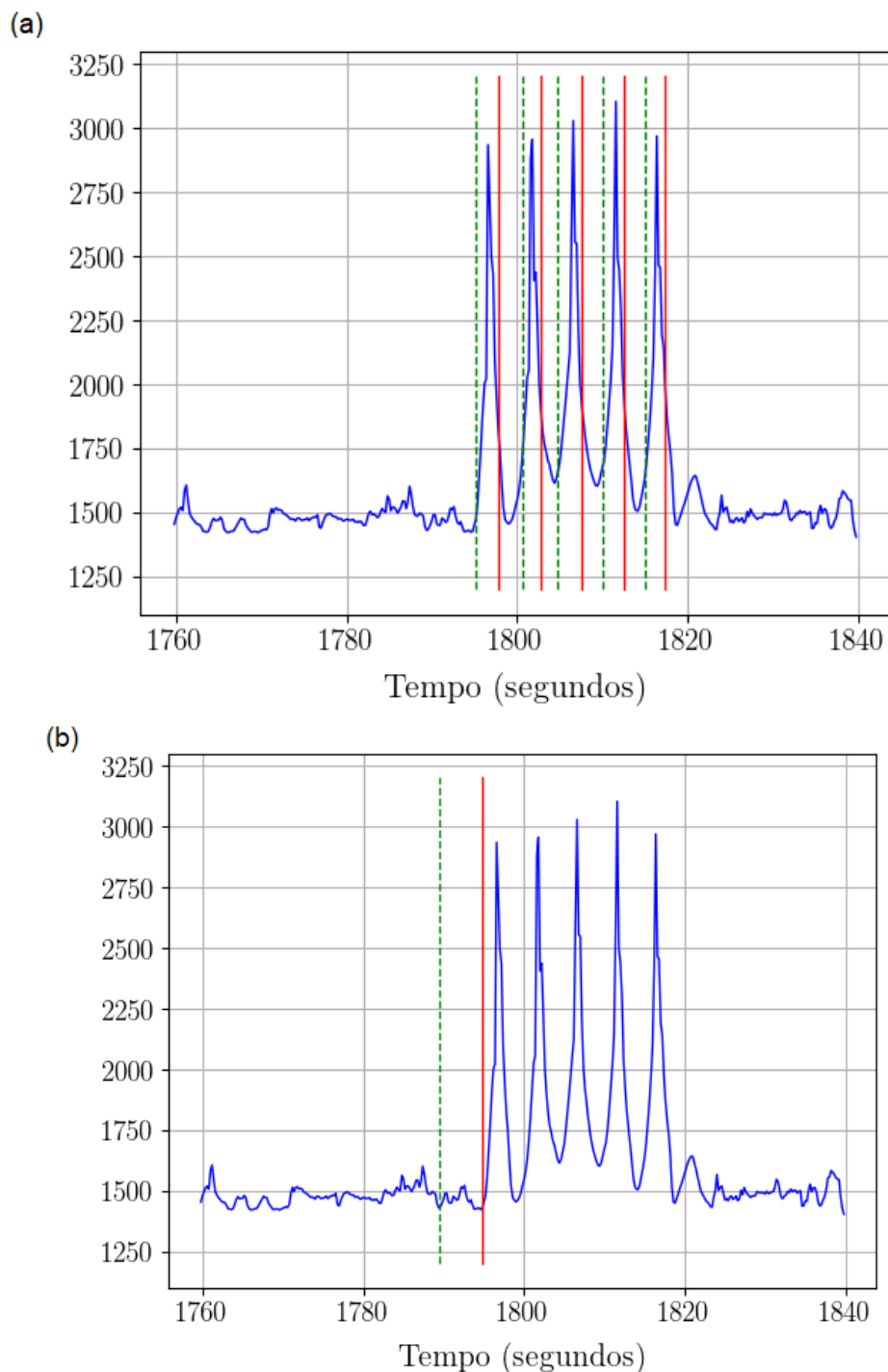


Figura 17. Rotulagem manual de eventos de tosse (a) e pré-tosse (b) por meio do monitoramento do movimento toracoabdominal para extração de características e treinamento supervisionado da SVM.

A partir dos casos rotulados de tosse e de pré-tosse, uma etapa de treinamento é utilizada para que o sistema generalize a partir dos exemplos rotulados e possa posteriormente efetuar a classificação de situações reais não-rotuladas. A partir desse treinamento, objetiva-se que o classificador consiga diferenciar em quais momentos há tosse, em quais há pré-tosse e em quais há respiração normal.

O classificador utilizado nesse processo foi uma máquina de vetores de suporte (SVM, do inglês *support vector machine*). A SVM corresponde a um classificador de padrões que, a partir de vetores de característica de exemplos, calcula por otimização numérica um hiperplano que melhor separa as classes consideradas (ausência ou presença de intenção de tosse). Cabe ressaltar que, para permitir discriminar classes não linearmente separáveis do domínio de características, a SVM pode operar com hiperplano de separação em um domínio transformado de características, obtido com utilização de *kernels* não-lineares.

A implementação adotada neste trabalho utiliza como *kernel* a função de base radial (RBF, do inglês *radial basis function*), pelo bom desempenho nos testes preliminares quando comparado a outros *kernels* disponíveis. Após o treinamento da SVM, seu desempenho é avaliado com base em janelas de exemplo não utilizadas durante o treinamento. São utilizados exemplos também previamente rotulados, para comparação das classes conhecidas aos valores fornecidos pelo classificador. Isso permite avaliar o número de verdadeiros/falsos positivos e negativos, e, portanto, especificidade, acurácia e sensibilidade.

No método aqui proposto, os sinais foram segmentados em janelas com diferentes tempos avaliados experimentalmente. Com base em testes preliminares, foram consideradas, no caso dos sinais de eletromiografia de superfície, janelas de aproximadamente 500 milisegundos e 300 milisegundos, e no caso dos sinais de respiração, janelas de 1 segundo e de 500 milisegundos. Além disso, foram consideradas diferentes quantidades de bandas de frequência, com o objetivo de determinar quais combinações de durações de janelas e de bandas de frequência levam às melhores medidas de acurácia, sensibilidade e especificidade.

Quanto à taxa de amostragem, foi usado o máximo valor permitido pelo sistema de EMG utilizado, correspondente a 2040 amostras por segundo, resultando uma quantidade de amostras da ordem de 10^6 . A partir disso, foram extraídos exemplos com janelas associadas tanto à presença como à ausência da intenção de tosse.

Entretanto, para esta fase da pesquisa, uma etapa prévia de treinamento e classificação foi realizada com sinais do movimento da região toracoabdominal para detecção de tosse. O objetivo foi treinar primeiro um sistema de menor complexidade que será posteriormente utilizado em conjunto com o sistema de aquisição de EMG-S. Isto permitirá detectar as tosses de forma automatizada, e rotular as janelas de sinais de EMG com intenção de tosse (janelas antecedendo as tosses reais), ou seja, após treinamento o classificador será capaz de identificar quais sinais correspondem a eventos de tosse, pré-tosse ou respiração espontânea.

Quanto ao tipo de janela escolhida para análise dos sinais, foi eleita a de *Hamming* em razão do bom compromisso entre a largura da borda de transição no domínio do tempo e oscilações (*ripples*) no domínio da frequência, quando comparada a outras testadas no processamento de sinais.

4.1.4 Extração de características dos sinais correspondentes às classes de respiração, tosse e pré-tosse

Para efeito de treinamento e validação da SVM, foram extraídas características (*features*) de cada janela de sinal considerada. Considerando que a análise prévia de vários exemplos de sinais com tosse e sem tosse demonstraram diferenças perceptíveis em termos de amplitude e escala de tempo das transições foram calculadas características que representavam tanto as amplitudes como as distribuições em frequências dos sinais.

Para análise da amplitude, de cada janela foram calculados 3 valores eficazes (RMS, do inglês *Root Mean Square*) correspondentes cada um a um terço da duração da janela. Em cada janela de duração N , essas 3 primeiras características são dadas por

$$r_i = \frac{\sum_{n=(i-1)\frac{N}{3}}^{i\frac{N}{3}} (x^2[n])}{\left(\frac{N}{3}\right)},$$

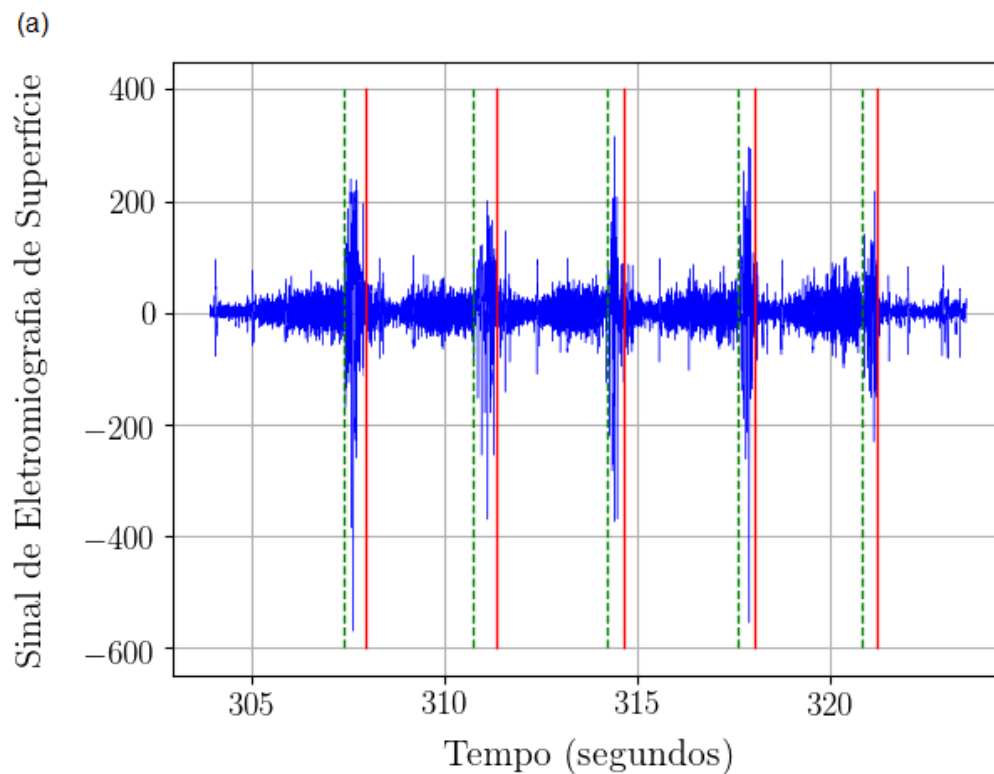
em que $x[n]$ é a amostra de índice n da janela, e em que N é considerado múltiplo de 3. Quanto à distribuição em frequências, avalia-se a transformada discreta de Fourier $X[k]$ de cada janela, dada por [101]

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp(-2\pi jnk/N),$$

com j a unidade imaginária. Em seguida, são consideradas diferentes bandas de frequência, sendo calculada a energia em cada banda (para se avaliar a distribuição da energia ao longo das bandas). Foram consideradas até 5 bandas na análise das medidas de desempenho e 7 para análise do espaço de ROC, quando, de forma que as características de frequência adotadas são dadas por

$$f_i = \sum_{k=(i-1)\frac{N}{10}}^{i\frac{N}{10}} (|X[k]|^2),$$

com $1 \leq i \leq 10$.



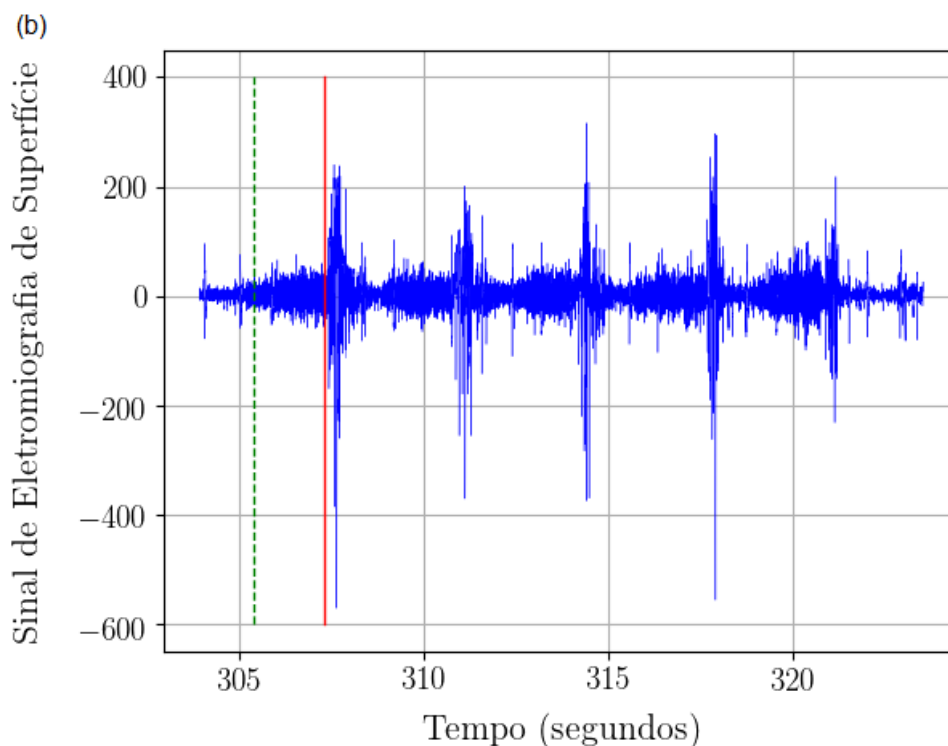


Figura 18. Rotulagem manual de eventos de tosse (a) e pré-tosse (b) por meio do monitoramento de sinais de eletromiografia de superfície para extração de características e treinamento supervisionado da SVM.

4.1.5 Cálculos dos parâmetros de desempenho do classificador para diagnóstico de tosse e pré-tosse

Para mensurar o desempenho do classificador e da metodologia proposta para diagnóstico de tosse e pré-tosse, foram realizados testes em duas etapas. A princípio foram calculadas as medidas de desempenho – verdadeiros positivos, falsos positivos, sensibilidade e acurácia, dos sinais pertinentes ao movimento toracoabdominal, para exemplos de tosse e pré-tosse. Seguindo a mesma proposta, posteriormente se testou o desempenho da classificação de tosse e pré-tosse.

A primeira tomada de decisão envolveu analisar o sinal a partir de diferentes durações de janelas e bandas de frequência. Isso possibilitou compreender inicialmente que apesar da variabilidade entre os sinais, os espectros obtidos apresentaram maior concentração nas baixas frequências. Portanto, a análise incluiu janelas como 500ms e 300ms, com até 7 bandas de frequência.

Os sinais do movimento toracoabdominal foram obtidos por meio de duas cintas, ou seja, dois canais, sendo que a partir da análise da morfologia da onda, foi constatado sincronismo entre o canal do tórax (canal 1) e o canal posicionado no abdome (canal 2).

Considerando as semelhanças entre os sinais, apenas o canal 1 foi utilizado para rotulagem e validação.

Já no caso dos sinais de EMG, o canal 1 foi utilizado como referência, mas foram extraídas as características dos 4 canais, sendo cada canal organizado em matrizes de treinamento e de validação. Observe que nessas matrizes cada linha representa as características de uma única janela extraída dos 4 canais, e o uso de características de diversos canais pode potencialmente melhorar o desempenho da classificação por explorar informações de diferentes regiões do músculo peitoral maior e reto abdominal.

A verificação do desempenho da SVM a partir do protocolo descrito na Seção 4.1.4 gerou a partir da taxa de acertos e erros a denominada matriz de confusão [102]. Nesta matriz, o elemento da linha i e coluna j corresponde ao número de elementos da classe i que foram considerados pelo classificador como pertencentes à classe j . Sendo que a diagonal principal da matriz de confusão representa acertos de classificação, enquanto elementos fora da diagonal principal representam erros de classificação.

Para efeito de validação dos procedimentos adotados para a classificação, foi utilizado o processo de validação cruzada denominado *k-fold* [103]. Este processo divide os exemplos de treinamento em k blocos, cada bloco contendo exemplos das diferentes classes. São realizadas então k sessões de treinamento e validação. Em cada uma destas sessões, um dos k grupos é reservado para validação, e os $k-1$ grupos restantes são utilizados para treinamento. Associada ao *k-fold* foi usada a função *cvpartition* do MatLab (Mathworks®) para balancear a proporção dos exemplos das classes, já que pelo protocolo proposto todos os sinais possuem mais exemplos de respiração espontânea, ou seja, da classe diferente de tosse e pré-tosse.

Cabe observar que a técnica de validação por *k-fold* permite estimar o desempenho dos classificadores em termos de acurácia, especificidade e sensibilidade, a partir de um número menor de sessões de treinamento e validação do que seriam necessárias por amostragem aleatória dos dados [103].

Para fins dessa análise foi atribuído valor de $k=10$ para o *k-fold*. O processo da validação foi então realizado dez vezes para obtenção das estimativas das métricas de desempenho [104]. A escolha $k=10$ é embasada nos testes realizados em [103].

Para cada uma das $k=10$ sessões de treinamento e validação dos classificadores foram utilizadas respectivamente as funções *SVMtrain* e *SVMclassify*, do *software* MatLab (Mathworks®). A partir da função de classificação, aplicada, em cada uma das

10 sessões, aos exemplos não utilizados no treinamento na mesma sessão, as medidas de desempenho, inclusive utilizadas para desenvolvimento dos gráficos no espaço da curva de características de receptor (ROC, do inglês *Receiver Operating Characteristic*).

A ROC surgiu na Segunda Guerra Mundial na detecção de sinais de radar, mas é hoje muito utilizada na avaliação de desempenho de classificadores em geral. A Figura 19 ilustra uma ROC. Note que as coordenadas (0, 1) representam um ponto de desempenho ideal, ou seja, aquele que representa um classificador com um desempenho perfeito, capaz de determinar as classes correspondentes aos exemplos de treinamento sem erros. Para fins dessa pesquisa, seria um classificador capaz de identificar todos os eventos de tosse e pré-tosse ambos em relação a respiração e espontânea.

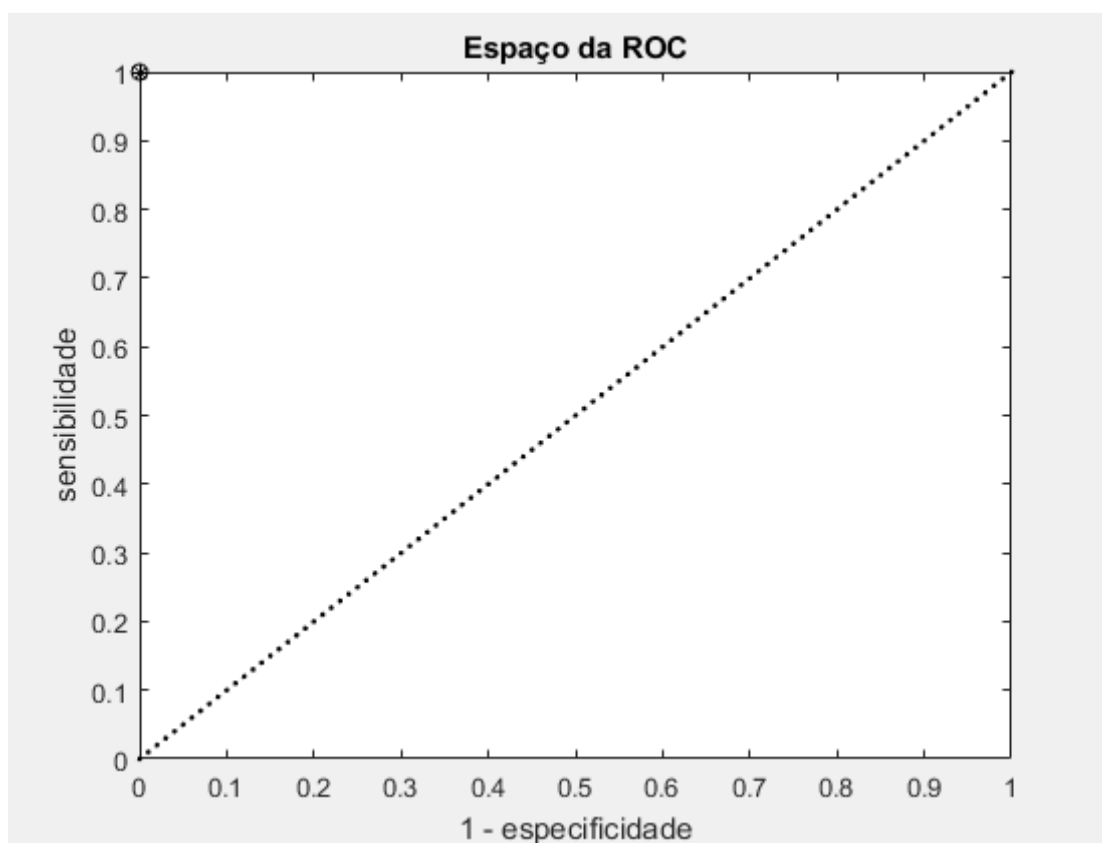


Figura 19. Representação do gráfico de ROC utilizado na para avaliação da sensibilidade e especificada, metodologia utilizada para apresentação dos resultados do desempenho do classificador para os participantes submetidos a avaliação da tosse e pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície.

Note que este ponto ideal descrito como 0 na horizontal e 1 na vertical corresponde a 1 de especificidade e 1 de sensibilidade. O valor ideal de 1 para a especificidade representa que todos os exemplos negativos foram classificados de fato como negativos. Já o valor de 1 para a sensibilidade atesta que todos os exemplos positivos foram

classificados de fato como positivos. Assim, o gráfico de ROC pode ser utilizado para avaliar o desempenho de cada classificador n a partir da distância euclidiana D entre o ponto (p_n, q_n) de desempenho real obtido e o ponto ideal $(0, 1)$, dada por:

$$D = \sqrt{p_n^2 + (q_n - 1)^2}.$$

Sendo que p e q representam os dois pontos e i indica cada dimensão em um espaço n -dimensional onde se encontram os pontos. É importante esclarecer que o gráfico de ROC foi utilizado apenas para os sinais de EMG, as medidas de precisão correspondentes a fase de monitoramento do movimento torácico e abdominal são apresentadas em tabelas na seção de resultados, seguidas pelos gráficos de ROC.

Como já descrito, as medidas de desempenho calculadas, tanto para os sinais obtidos pelas cintas, como pelos EMG-S foram o número de positivos (P), o número de negativos (N), a taxa de verdadeiro positivo (VP), a taxa de falso positivo (FP), acurácia, sensibilidade, especificidade, como descrito por [105]. A análise de ROC descrita foi aplicada aos sinais de EMG, dada a maior complexidade desse tipo de sinal. Tanto para os sinais de EMG como para os de mecânica respiratória, as métricas de desempenho correspondentes à especificidade, sensibilidade e acurácia foram calculadas usando as equações [103]:

- acurácia = $(VP + VN) / (P + N)$,
- taxa de erro (TN) = $(FP + FN) / (P + N)$,
- taxa de positivo (TP) = VP/P
- razão de FP = FP/N ,
- razão de VP = VP/P ,
- sensibilidade = TP/P ;
- especificidade = $VN/(FP+VN)$

em que VP , VN , FP , FN denotam, respectivamente, o número de verdadeiros positivos, verdadeiros negativos, falsos positivos, falsos negativos.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esse capítulo abrangerá a apresentação dos resultados e, simultaneamente, as discussões das evidências obtidas pela trajetória metodológica da pesquisa, o que contemplará os primeiros experimentos para identificação e familiarização com as características dos sinais adquiridos, seguida pelo perfil clínico e respiratório funcional dos participantes. Na segunda parte, serão apresentados por meio de tabelas e gráficos o desempenho das características correspondentes as diferentes classes investigadas por meio de sinais bioelétricos e mecânicos utilizadas para proposta de diagnóstico dos eventos de tosse e pré-tosse.

Para essa etapa foi selecionado, por conveniência, um indivíduo do sexo masculino, hígido, com 20 anos de idade, com 95 kg de massa e 1,89 m de altura. Segundo informações colhidas e registradas na ficha de acompanhamento, o participante se apresentou sem histórico de morbidades respiratórias, cardíacas e neuromusculares, além disso, não foi observado, durante o exame físico, presença de lesões tegumentares na região torácica e abdominal. Para testar a metodologia proposta, com o algoritmo de classificação e validação do diagnóstico de tosse voluntária em pessoas com lesão medular, optou-se por utilizar, a princípio, sinais respiratórios a partir do movimento tórax por meio da *Neulog respiration monitor belt logger sensor* modelo NUL – 236, pois dois sistemas de eletromiografia de superfície fracassaram para a proposta apresentada, antes da definição do eletromiografo modelo Biomonitor ME6000 da Mega.

Com a cinta posicionada a nível dos mamilos, o *Neulog respiration* foi conectada via porta USB (abreviação do inglês *Universal Serial Bus*) a um computador portátil da marca Dell modelo Inspiron 15 3000 com bateria carregada para autonomia de uso por aproximadamente 3 horas, tempo suficiente para realização da coleta, não sendo necessário conectar o computador a rede elétrica. Inicialmente foi monitorada a respiração espontânea, ou seja, sem quaisquer comandos para tosse. Durante o experimento o participante permaneceu sentado confortavelmente em uma cadeira com superfície acolchoada e base fixa de quatro apoios, sendo orientado a respirar espontaneamente, na posição estável e sentado, com tronco apoiado no encosto do assento, e pés fixos ao chão.

O monitoramento para aconteceu por 60 minutos sem interrupções, sendo que, durante esse período o participante foi orientado evitar conversar com o avaliador, mas sem restrições absolutas quanto a realizar movimentos corporais nos membros superiores e inferiores, ingerir água, como foi esclarecido que na ocorrência de quaisquer desconfortos o participante deveria solicitar imediatamente a interrupção do ensaio. Após 24 horas, o mesmo participante foi realizada outra fase do monitoramento respiratório, dessa vez, a aquisição compreendeu o monitoramento da respiração espontânea com o condicionamento de 6 ciclos com 5 tosses voluntárias sequenciais, para cada tosse o voluntario foi orientado a realizar uma inspiração profunda máxima em seguida por tosse forçada, a cada ciclo, ou seja, 5 tosses, após cada ciclo foram oferecidos intervalos de 10 minutos para recuperação do participante.

Na Figura 19 está representado o comportamento da região toracoabdominal durante a respiração voluntária, enquanto a Figura 20 apresenta o desempenho do monitoramento respiratório com presença de um ciclo de 5 tosses voluntárias.

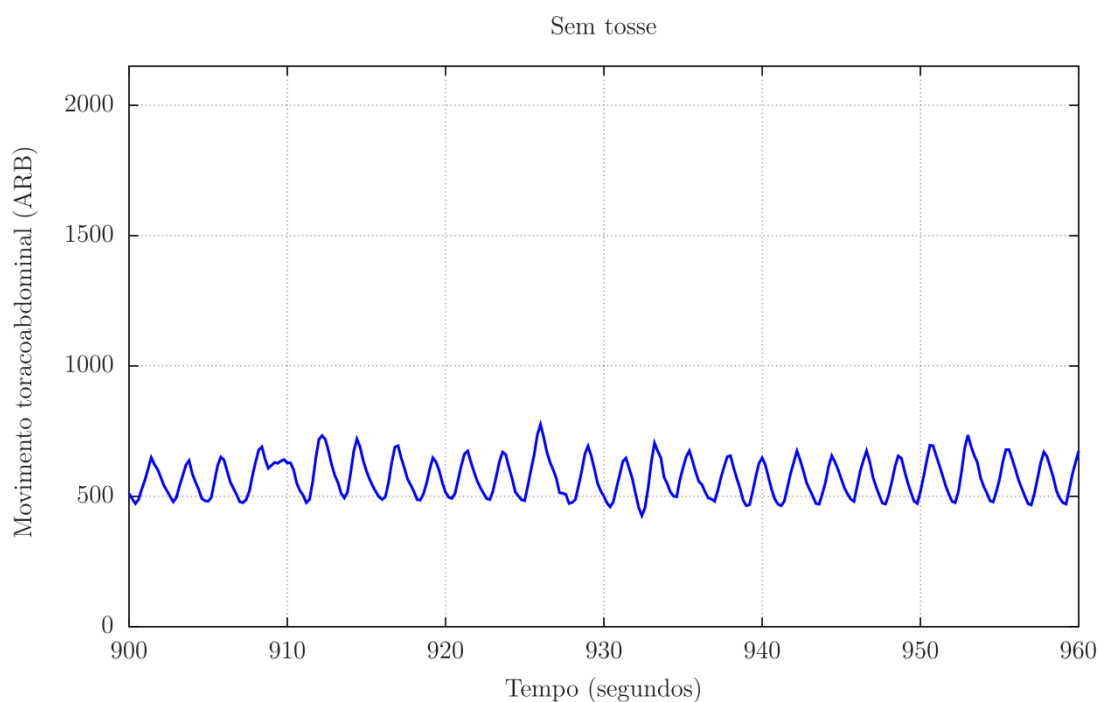


Figura 20. Sinal do movimento torácico durante o monitoramento da respiração espontânea e sem tosse.

Além disso, na Tabela 1 é apresentado o desempenho de cada métrica nos experimentos de respiração com ausência e presença de tosse voluntária, sendo a estatística obtida por meio de 10000 experimentos de validação do classificador, por meio de 20 sinais de validação (10 correspondentes a tosse, 10 correspondentes a

respiração sem tosse). Em todos os casos, os sinais de validação não foram utilizados durante o treinamento.

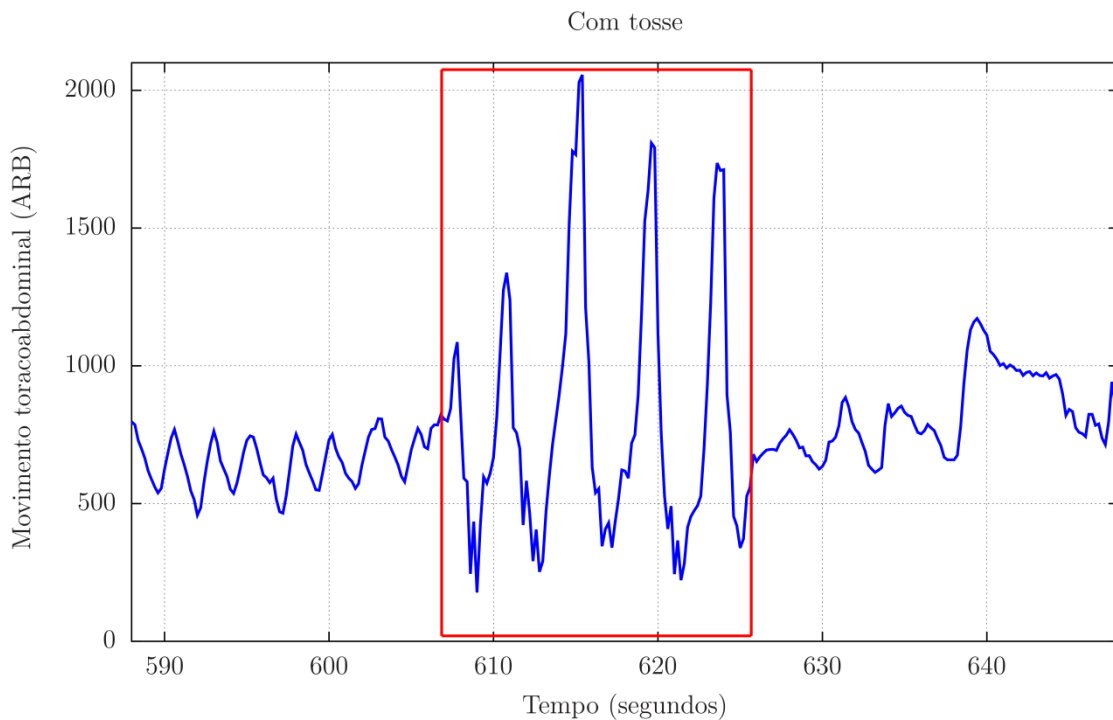


Figura 21. Sinal do movimento torácico durante o monitoramento da respiração espontânea e tosse.

Tabela 1. Estatística das métricas de desempenho de validação do classificador de tosse utilizando SVM na fase piloto do protocolo experimental.

Métrica avaliada	Média em 10000 avaliações	Desvio-padrão
Verdadeiros positivos	8,6	1,1
Verdadeiros negativos	9,5	0,7
Falsos positivos	0,5	0,7
Falsos negativos	1,4	1,0
Precisão	0,95	0,1
Acurácia	0,91	0,1
Sensibilidade	0,86	0,1
Medida-F	0,90	0,1

Nas métricas utilizadas para validação do classificador de tosse, foi observado que o mesmo foi capaz de detectar diferentes eventos do sistema respiratório, como na respiração e tosse voluntária, a partir de sinais mecânicos respiratórios. Nessa fase do treinamento, foi observado que, a princípio, melhor desempenho na especificidade do classificador quando comparada a sensibilidade. Ou seja, o melhor resultado

corresponde a identificação da respiração espontânea em relação aos eventos de tosse. O que pode ser atribuído ao maior número de exemplos de sinais durante a respiração do que em momentos de tosse. No entanto, nessa fase, o classificador já apresentou acurácia de até 91%.

Os dados explanados na Tabela 1 representam o desempenho do sistema para classificação de tosse voluntária em um sujeito hígido e sem disfunções do sistema respiratório, o que permitiu ampliar com segurança a aplicabilidade da metodologia proposta para desenvolvimento de um diagnóstico neuromotor e funcional da tosse e pré-tosse voluntárias em pessoas com lesão medular espinal, objetivo principal da pesquisa. Portanto, o aparato experimental testado demonstrou-se adequado, seguro e eficaz para reprodutibilidade em outras amostras, como aquelas com mobilidade reduzida, principal contingente de interesse para essa pesquisa.

Tabela 2. Perfil Descrição das medidas de pico de fluxo expiratório e de tosse dos participantes da pesquisa obtida por meio da espirometria e do *peak flow*.

Participante	Nível motor	Idade	Sexo	ASIA	Tempo de lesão (meses)	PFE	PFT
J_1	C7	36	M	A	50	-	-
F_2	T4	50	M	A	43	346	366
W_3	T4	31	M	A	76	321	302
F_4	T9	58	M	A	7	236	238
E_5	T10	47	M	A	207	449	468
A_6	T7	26	F	A	69	198	304
F_7	T11	33	M	A	143	381	700
Y_8	T2	31	M	A	84	299	150
F_9	C6	47	M	A	288	388	130
A_10	T2	33	F	A	32	245	250
I_11	C6	25	M	C	53	294	140
Média						315,70	304,80
DP						77,57	175,03

Legenda: C6 – 6º nível motor cervical; T2 – 2º nível motor torácico; T4 – 4º nível motor torácico; T7 – 7º nível motor torácico; T9 – 9º nível motor torácico; T10 – 10º nível motor torácico; T11 – 11º nível motor torácico; PFE – Pico de fluxo Expiratório; PFT – Pico de fluxo de tosse; DP – desvio padrão.

Após esses testes e definição do protocolo experimental, a amostra convidada e elegida foi, inicialmente, submetida anamnese, exame físico, do pico de fluxo de tosse e expiratório, além da avaliação da função pulmonar, cujos dados pertinentes a esses últimos constam na Tabela 2 e 3, respectivamente. Para fins de sigilo e preservação da

identidade dos participantes foram atribuídas codificações aleatórias com a primeira letra do nome dos participantes e número correspondente a ordem de participação nos experimentos.

Tabela 3. Perfil da função pulmonar dos participantes da pesquisa obtido por meio de exame de espirometria.

Participante	CVF Baydur	VEF1 Baydur	CVF Prev	CVF Obs	CV% Prev	VEF1 Prev	VEF1 Obs	VEF1% Prev	VEF1/ CVF
J_1	-	-	-	-	-	-	-	-	-
F_2	73	79,5	4,83	3,65	75,55	3,52	3,11	88,28	85,21
W_3	73	79,5	4,78	2,84	59,41	3,84	2,59	67,45	91,20
F_4	85	91	2,67	1,82	68,16	2,18	1,71	78,44	93,96
E_5	87,4	93,3	4,54	3,50	77,09	3,70	3,13	84,59	89,43
A_6	80,2	86,4	4,10	2,49	60,73	3,50	2,41	68,86	96,79
F_7	89,8	95,6	4,84	4,61	95,25	4,04	3,87	95,79	83,95
Y_8	68,2	74,9	5,19	3,37	64,93	4,30	2,82	65,58	83,68
F_9	61	68	4,90	3,61	73,67	3,95	3,12	78,99	86,43
A_10	68,2	74,9	4,12	2,75	66,75	3,55	2,69	75,77	97,82
L_11	61	68	4,89	4,41	90,18	4,16	2,91	69,95	65,99
Média			4,49	3,31	73,17	3,67	2,84	77,37	87,44
DP			0,73	0,85	11,91	0,59	0,56	9,90	9,12

Legenda: C6 – 6º nível motor cervical; T2 – 2º nível motor torácico; T4 – 4º nível motor torácico; T7 – 7º nível motor torácico; T9 – 9º nível motor torácico; T10 – 10º nível motor torácico; T11 – 11º nível motor torácico; CVF – Capacidade Vital Forçada; VEF1 – Volume expiratório forçado no primeiro segundo; CVF%Prev – percentual de Capacidade Vital Forçada prevista; cvfprev – Capacidade Vital Forçada prevista; CVFObs – Capacidade Vital Forçada observada; VEF1Prev – Volume expiratório forçado no primeiro segundo previsto; VEF1Obs – Volume expiratório forçado no primeiro segundo observado; VEF1%Prev – percentual de Volume expiratório forçado no primeiro segundo previsto; VEF1/CVF – Razão entre volume expiratório forçado cronometrado e capacidade vital forçada; DP – desvio padrão.

Na Tabela 2 constam dados relacionados a função respiratória, sendo esses diretamente relacionados a capacidade de tossir, como o pico de fluxo expiratório e de tosse, que na amostra também apresentou comportamento abaixo do previsto.

Conforme disposto em outros estudos conduzidos com a população com lesão medular[6], [9], [58], [61], [65], as variáveis de função pulmonar investigadas por meio da espirometria, como na Tabela 3, apresenta percentual abaixo do previsto, mas sem necessariamente caracterizar presença de doença restritiva ou obstrutiva. Neste caso, foi convencionado pelos critérios de elegibilidade que para esta pesquisa, os dados da prova de função não foram utilizados para medidas de correlação, mas para caracterização da condição funcional respiratória dos participantes, sendo que os mesmos não poderiam apresentar ou infecções respiratórias em atividade.

As medidas de capacidade vital forçada, volume expiratório forçado no primeiro segundo, pico expiratório e pico de fluxo de tosse apresentam números atenuados em relação às populações híginas [106],[66], além de função ineficaz, como é o caso da capacidade de tossir de forma eficiente para higiene e proteção das vias aéreas [69]. Em indivíduos com lesão medular cervical e torácica, grupo que compõe os participantes da pesquisa, a alteração nas medidas de função respiratória, estima-se declínio de até 50% dos valores previstos [107]. O que está relacionado a diminuição ou incapacidade de gerar força muscular expiratória, a partir da lesão medular e consequente alteração na função eferente do sistema nervoso central em relação aos músculos respiratórios [108].

Os resultados apontam heterogeneidade no que diz respeito ao nível motor da lesão medular e a função respiratória, apesar da evidência apontar uma relação direta entre o nível motor e a função de tossir [6],[109]. No entanto, estes dados podem ser influenciados por outras variáveis como massa corporal, força muscular inspiratória e declínio da aptidão física, como observado no primeiro de hospitalização e reabilitação [110], majoritariamente, os participantes da pesquisa estavam com tempo de lesão superior a 12 meses.

No protocolo desta pesquisa para aquisição dos dados de função respiratória foi estabelecido que a espirometria, pico de fluxo de tosse e expiratório fosse coletados na posição de caracterizasse maior independência funcional dos participantes, sendo comum a todos a posição sentada, no entanto pode-se considerar a posição de decúbito dorsal para avaliação da função respiratória em indivíduos com lesão medular, o que inclusive pode influenciar nos resultados [111].

A Tabela 4, apresenta as medidas de desempenho após 200 testes (com duração de aproximadamente 48 horas), as médias foram obtidas pelo sinal janelado em 1000 ms, com transferência de 500ms em até 5 bandas de frequência. Enquanto na Tabela 5 os dados representam o desempenho para os eventos de pré-tosse, com mesmo janelamento e divisão em bandas. Para monitoramento da pressão torácica e abdominal foram dispostas um par de cintas, no entanto, após análise dos dados não foram evidenciados sinais de assincronia entre os sinais da cinta 1 em relação a cinta 2, sendo portanto, deliberado como padrão para análise dos monitoramento respiratório, de tosse e pré-tosse, sinais oriundos da cinta 1, tanto para os casos de tosse como de pré-tosse.

Tabela 4. Medidas de desempenho para validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de dados da pressão toracoabdominal.

Participante	Banda	Verdadeiro positivo (%)	Falso Positivo (%)	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
F_2	2	92.2	0.60	99.4	99.2	99.4
	3	97.8	0.58	99.4	97.8	99.4
	4	98.9	0.59	99.4	98.9	99.4
	5	97.7	0.65	99.3	97.7	99.3
W_3	2	91.6	1.11	98.8	91.6	98.9
	3	90.5	0.93	98.9	90.0	99.0
	4	92.6	0.78	99.2	92.5	99.2
	5	86.0	0.75	99.0	86.0	99.2
F_4	2	89.2	1.5	98.4	89.2	98.5
	3	82.1	1.5	98.2	82.1	98.4
	4	77.6	1.6	98.0	77.6	98.3
	5	73.6	1.1	98.5	73.6	98.8
E_5	2	92.8	2.2	97.7	92.8	97.8
	3	88.9	1.4	98.4	88.9	98.5
	4	89.2	1.2	98.6	89.2	98.9
	5	91.0	1.1	98.7	91.0	98.9
A_6	2	91.5	0.9	98.9	91.6	99.1
	3	91.3	0.8	99.1	91.3	99.2
	4	92.4	0.7	99.1	92.4	99.3
	5	91.5	0.7	99.2	99.2	99.3
F_7	2	97.2	0.5	99.6	97.2	99.5
	3	97.7	0.5	99.5	97.7	99.5
	4	97.5	0.5	99.5	97.6	99.5
	5	98.1	0.5	99.5	98.1	99.5
Y_8	2	94.2	0.4	99.5	94.2	99.6
	3	96.2	0.2	99.7	96.2	99.8
	4	97.8	0.3	99.7	97.8	99.8
	5	98.4	0.3	99.6	98.4	99.7
F_9	2	73.4	0.6	99.1	73.4	99.4
	3	61.8	0.5	99.1	61.7	99.5
	4	62.9	0.5	99.1	63.0	99.0
	5	46.8	0.3	99.0	46.8	99.7
A_10	2	88.9	0.7	99.2	88.9	99.3
	3	81.0	0.5	99.2	81.0	99.4
	4	81.6	0.6	99.1	81.6	99.4
	5	64.8	0.4	99.2	64.8	99.6
L_11	2	79.2	0.7	99.2	79.2	99.3
	3	55.8	0.4	99.1	55.8	99.5
	4	54.9	0.5	99.1	54.9	99.5
	5	39.9	0.3	99.1	39.9	99.7

Diferente do exame de função pulmonar, do pico de fluxo de tosse e expiratório, o monitoramento da respiração aconteceu na posição de decúbito dorsal, em decorrência da dificuldade em adaptar a cinta na região abdominal em participantes com lesão medular e alterações no controle voluntário de tronco. O que é importante ressaltar que a ação da força da gravidade pode melhorar o aumento da pressão intra-abdominal na posição de decúbito dorsal, fator imprescindível para caracterização da fase expulsiva da tosse [8],[111].

Também chama atenção a heterogeneidade das medidas de desempenho, que como suspeitado, apresentou comportamento individualizado, ou seja, pode-se observar pouca linearidade em relação a análise do sinal em diferentes bandas de frequência, em alguns participantes aumentar o número de bandas de 2 para 4, por exemplo, melhorou o desempenho do classificador, como é o caso participante F_2, que obteve 98.9% de verdadeiros positivos e 0,5% de falsos positivos, com acurácia de 99.9%, melhor desempenho em relação aos sinais mecânicos respiratórios para diagnóstico de tosse. No extremo, encontra-se o sinal do participante, I_11, com 5 bandas de frequência e 39,9% de verdadeiros positivos e 0.3 de falsos positivos. Em 2 participantes desempenho obtido com o sinal em 5 bandas de frequência foi maior que as demais, mas quanto aos demais participantes, essa configuração foi superada pelo sinal em 2 e 4 bandas, respectivamente.

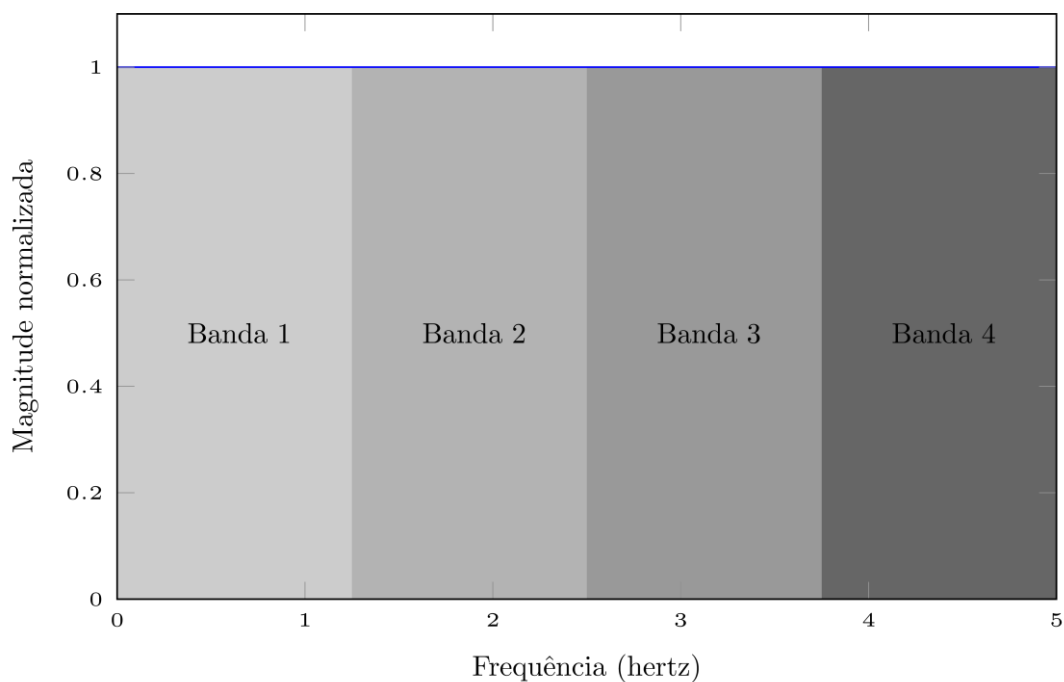


Figura 22. Reprodução do sinal de mecânica respiratória em 4 bandas de frequência, configuração com melhor desempenho entre a amostra avaliada durante manobra de tosse.

O movimento do tórax e do abdômen durante a função respiratória acontece de forma rítmica pela ação de estímulos eferentes em músculos respiratórios-chave, como intercostais internos e externos, reto abdominal e oblíquo abdominal, além do peitoral maior, diante da forte correlação entre a função muscular respiratória e a lesão medular, é importante citar que nessa análise as métricas com menor desempenho foram obtidas no participante com lesão medular cervical, o que representou menor mobilidade toracoabdominal. O que fisiologicamente sugere maior prejuízo na função muscular respiratória em relação ao participante com lesão medular torácica e cujo sinal apresentou melhor desempenho [112].

Sinais referentes ao que foi considerado pré-tosse apresentaram desempenho máximo de 80.3% de verdadeiros positivos, mas com 67.7% de falsos positivos, com o sinal janelado em 2 bandas de frequência (Figura 23). O que sugere dificuldade para diferenciar a pré-tosse de demais eventos respiratórios, como a respiração espontânea, a partir de sinais de mecânica respiratória. Além disso, a proporção de eventos caracterizados como respiração espontânea e pré-tosse também foi mais heterogênea e desproporcional quando observadas as medidas de desempenho, como especificidade e sensibilidade, a partir de sinais mecânica para diagnóstico de tosse. Estes primeiros resultados sugerem que não foi possível distinguir eventos que antecedem a tosse a partir de sinais mecânicos aplicados a metodologia de diagnóstico desenvolvida para esta pesquisa.

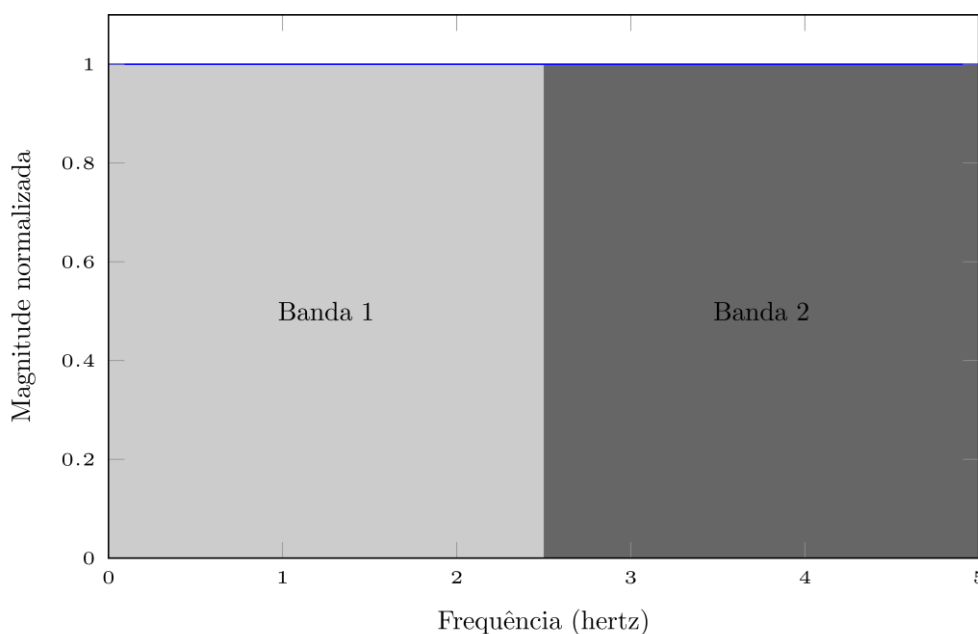


Figura 23. Reprodução do sinal de mecânica respiratória em 2 bandas de frequência, configuração com maior desempenho entre a amostra avaliada durante manobra de pré-tosse.

Tabela 5. Medidas de desempenho para validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de pré-tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de dados da pressão toracoabdominal.

Participante	Banda	Verdadeiro positivo (%)	Falso Positivo (%)	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
F_2	2	55.2	38.1	61.1	55.2	61.2
	3	56.7	40.2	59.6	56.7	59.7
	4	55.1	39.3	60.6	55.1	60.6
	5	60.7	41.7	58.2	60.7	58.2
W_3	2	63.3	39.0	61.2	63.3	61.2
	3	56.5	36.6	63.3	56.5	63.4
	4	62.4	39.0	61.1	62.4	61.1
	5	59.7	38.2	61.7	59.7	61.8
F_4	2	66.7	38.5	61.6	66.7	61.6
	3	62.3	37.0	63.0	62.3	63.0
	4	60.8	34.4	65.6	60.8	65.6
	5	62.2	34.5	65.5	62.2	65.5
E_5	2	43.9	41.6	58.2	44.0	58.3
	3	44.4	39.0	61.0	44.4	61.1
	4	41.6	38.3	61.5	41.6	61.7
	5	36.4	35.0	65.0	36.4	65.0
A_6	2	65.0	26.0	74.0	65.0	74.0
	3	67.7	22.0	78.0	67.7	78.0
	4	65.7	21.8	78.1	65.7	78.2
	5	65.5	23.1	76.8	65.5	77.0
F_7	2	60.9	35.8	64.2	60.9	64.2
	3	59.9	35.4	64.5	59.9	64.6
	4	52.7	33.6	66.2	52.7	66.4
	5	54.7	32.9	67.0	54.7	67.1
Y_8	2	73.7	51.5	48.7	73.7	48.5
	3	69.9	50.7	49.4	69.9	49.2
	4	69.0	47.2	52.9	69.0	52.7
	5	69.0	46.9	53.3	69.0	53.1
F_9	2	61.8	56.3	43.9	61.8	43.8
	3	59.6	55.7	44.4	59.6	44.3
	4	59.2	51.2	48.9	59.2	48.8
	5	59.9	57.2	42.9	59.9	42.7
A_10	2	64.9	58.0	42.2	65.0	42.0
	3	42.5	42.6	57.2	42.5	57.4
	4	54.1	50.3	49.7	54.1	49.7
	5	51.3	48.8	51.2	51.3	51.2
I_11	2	80.3	67.7	32.7	80.3	32.3
	3	69.5	65.0	35.2	69.5	35.0
	4	63.2	59.7	40.5	63.2	40.3
	5	59.1	56.3	43.8	59.1	43.7

A etapa seguinte, obteve os dados explanados na Tabela 6 e Tabela 7, que a partir da análise crítica de estudos foi testada a ativação da porção clavicular do peitoral maior [17] e descoberta de características do sinal eletromiográfico relacionadas a identificação do processo de tosse e pré-tosse em pessoas com lesão medular. Para isso, foi elegido um canal de referência para extração de características para validação do classificador, sendo de acordo com a configuração apresentada no método da pesquisa o canal 1, que estava localizado na porção clavicular do peitoral maior direito e em teste preliminares apresentou menor interferência do sinal de eletrocardiograma quando comparado a mesma porção muscular no lado esquerdo do corpo.

Tabela 6. Médias do desempenho de 200 testes[103] das métricas de validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de pré-tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de sinais de eletromiografia de superfície.

Participante	Banda	Janela (ms)	Canal	Verdadeiro positivo (%)	Falso positivo (%)	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
F_7	2	300	1	68.9	0.5	99.4	68.9	99.5
	3	300	1	48.9	0.4	99.4	48.9	99.6
	4	300	1	37.6	0.3	99.5	37.5	99.7
	5	300	1	22.9	0.1	99.6	22.9	99.9
Y_8	2	300	1	93.4	4.4	95.6	93.4	95.6
	3	300	1	91.5	2.5	97.4	91.6	97.5
	4	300	1	89.6	2.5	97.4	89.6	97.5
	5	300	1	84.2	2.3	97.5	84.2	97.7
F_9	2	300	1	93.2	2.9	97.1	93.2	97.1
	3	300	1	92.3	2.5	97.4	92.3	97.5
	4	300	1	91.8	2.6	97.3	91.8	97.4
	5	300	1	91.0	2.6	97.3	91.0	97.4
A_10	2	300	1	91.9	1.2	98.7	91.9	98.8
	3	300	1	86.9	1.1	98.8	86.9	98.9
	4	300	1	72.8	0.9	98.8	72.8	99.1
	5	300	1	67.3	0.8	98.9	67.3	99.2
L_11	2	300	1	83.8	3.3	96.0	83.8	96.7
	3	300	1	79.2	1.8	97.4	79.2	98.2
	4	300	1	75.3	1.3	97.9	75.3	98.7
	5	300	1	75.2	0.9	98.3	75.2	99.1

A partir de sinais dos valores de RMS e das bandas de frequência do sinal EMG-S o classificador, utilizado para diferenciar as classes e os prováveis eventos respiratórios tipificados no diagnóstico, identificou eventos de tosse e pré-tosse a partir do protocolo experimental. A utilização dos sinais de eletromiografia de superfície para classificação da tosse voluntária, ou seja, como parâmetro para determinar o diagnóstico neuromotor

e funcional, como objetivo geral e final desta proposta, exigiu um significativo número de aquisições de sinais para treinamento no classificador testado e robusto processamento de sinais, em relação ao monitoramento respiratório, em decorrência do sinal de EMG-S ser mais complexo e vulnerável a agentes e fatores externos, como a possibilidade de presença de outros sinais biológicos como eletrocardiograma (ECG) e ruído da rede elétrica.

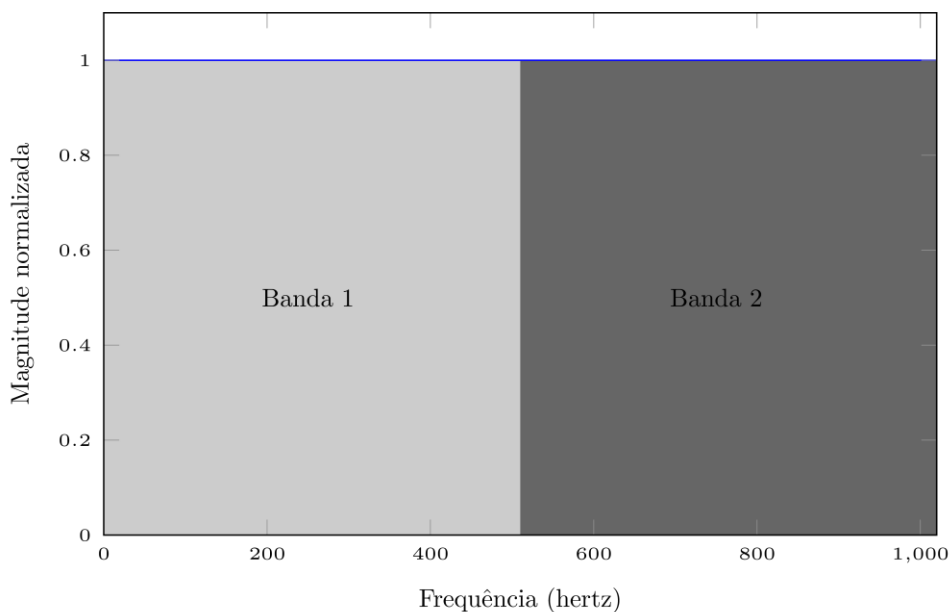


Figura 24. Reprodução do sinal de EMG-S em 2 bandas de frequência, configuração com maior desempenho entre a amostra avaliada durante manobra de tosse e pré-tosse.

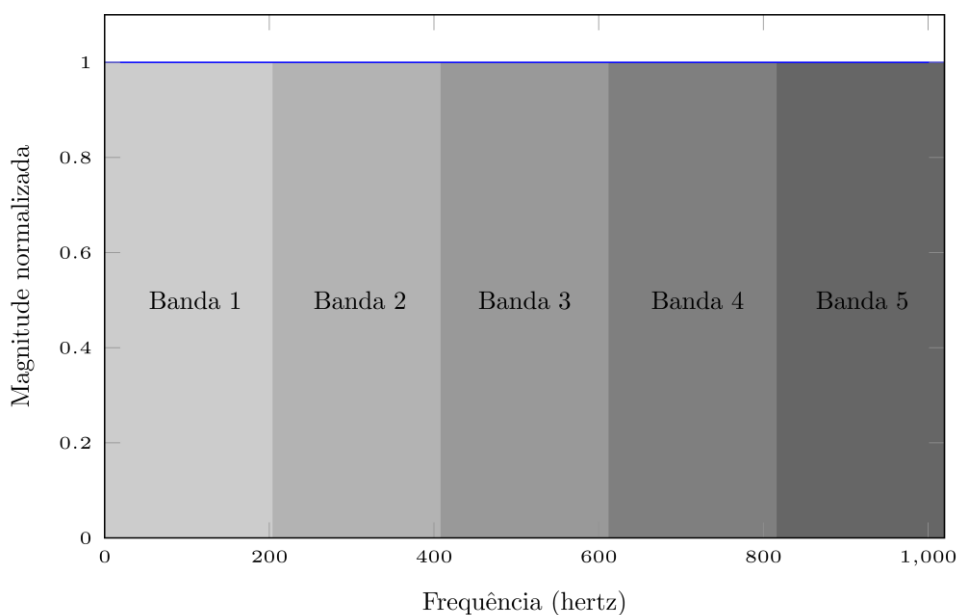


Figura 25. Reprodução do sinal de EMG-S em 5 bandas de frequência, configuração com menor desempenho entre a amostra avaliada durante manobra de pré-tosse.

A análise dos sinais de EMG-S durante a tosse e pré-tosse em bandas de frequência revelam que as métricas de desempenho foram superiores quando o sinal está em 2 bandas de frequência e menor quando o sinal está em 5 bandas.

Tabela 7. Médias do desempenho de 200 testes[103] das métricas de validação do classificador utilizando SVM para diagnóstico de tosse voluntária em pessoas com lesão medular a partir de sinais de eletromiografia de superfície.

Participante	Banda	Janela (ms)	Canal	Verdadeiro positivo (%)	Falso positivo (%)	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
F_7	2	300	1	31.9	0.1	99.7	31.9	99.9
	3	300	1	4.8	0.0	99.7	48.7	99.9
	4	300	1	5.6	0.0	99.7	56.6	99.9
	5	300	1	4.2	0.0	99.7	42.5	99.9
	2	300	3	74.9	0.2	99.7	77.8	99.8
	3	300	3	46.1	0.2	99.7	46.1	99.9
	4	300	3	40.6	0.1	99.6	40.6	99.9
	5	300	3	25.2	0.1	99.7	22.2	99.9
Y_8	2	300	1	89.5	2.3	97.6	89.5	97.7
	3	300	1	90.3	1.5	98.4	90.3	98.5
	4	300	1	87.3	1.5	98.3	87.3	98.5
	5	300	1	86.7	1.4	98.5	86.7	98.6
F_9	2	300	1	93.4	0.7	99.2	93.4	99.5
	3	300	1	90.4	0.7	99.2	90.4	99.3
	4	300	1	90.7	0.7	99.2	90.7	99.3
	5	300	1	89.4	0.7	99.2	89.4	99.3
A_10	2	300	1	89.1	0.9	99.0	89.1	99.1
	3	300	1	72.4	0.5	99.3	72.4	99.5
	4	300	1	46.1	0.3	99.3	46.1	99.7
	5	300	1	32.9	0.2	99.3	32.9	99.8
I_11	2	300	1	81.4	1.7	97.4	81.4	98.2
	3	300	1	61.4	0.8	98.2	61.4	99.2
	4	300	1	50.5	0.5	98.4	50.5	99.5
	5	300	1	41.9	0.4	98.4	41.9	99.6

Diante disso, um participante apresentou medidas de desempenho com baixo número de verdadeiros positivos, sugerindo a necessidade de investigar as características do sinal durante as manobras respiratórias em outros canais (2, 3 e 4). Portanto, os dados do participante F_7 foram apresentados para o canal 1 e canal 3, o que revelou que a evidência do sinal eletromiográfico no músculo peitoral maior deste participante apresentou desempenho inferior ao encontrado no canal 3 (região do músculo reto abdominal, conforme observado na Tabela 7). Com base nisso, foi proposto uma análise suplementar para os sinais de EMG-S utilizados para classificação de tosse e pré-tosse, sendo que essa análise inclui a verificação isolada dos 4 canais (1, 2, 3 e 4) e

a combinações entre todos canais. O desempenho dos canais quanto a proximidade do ponto perfeitos para todas as janelas e configurações testadas está no Apêndice E desta tese.

Por meio dos resultados numéricos plotados nos gráficos a seguir (sendo que os gráficos de 1 ao 10 contemplam os resultados de tosse, enquanto os gráficos de 11 ao 21 o desempenho da pré-tosse), verificou-se que apesar da inferência que o canal 1 seria a principal referência para diagnóstico da tosse e pré-tosse, outros canais isolados e/ou combinados apresentaram melhor desempenho quando analisados por meio da especificidade e sensibilidade no espaço de ROC. O canal 2, cuja localização correspondente a porção clavicular do músculo peitoral maior esquerdo manifestou maior proximidade com o ponto perfeito em dois participantes (F_7 e Y_8), cujo ponto mais distante também foi igual, nesse caso a combinação dos quatro canais (4,3,2,1).

Como já evidenciado na análise anterior, o canal 1 também não representou o ponto mais próximo de 1 para os participantes F_9, que apresentou juntos aos participantes A_10 e I_11 melhor desempenho nos canais localizados na região abdominal, o que pode sugerir importância dos músculo abdominais, sobretudo o reto abdominal durante a tosse e pré-tosse em pessoas com lesão medular torácica, nível de lesão dos participantes citados.

Gráfico 1. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por EMG no participante F_7 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.

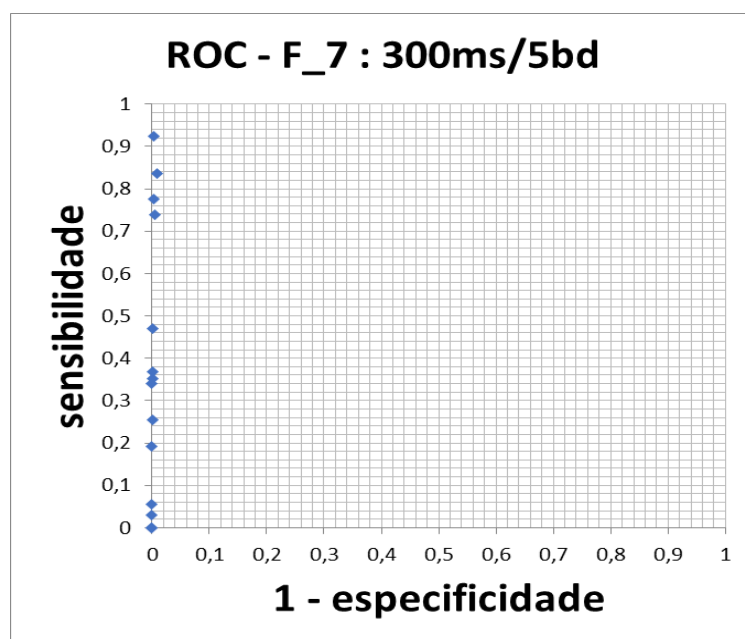


Gráfico 2. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de EMG-S no participante F_7 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.

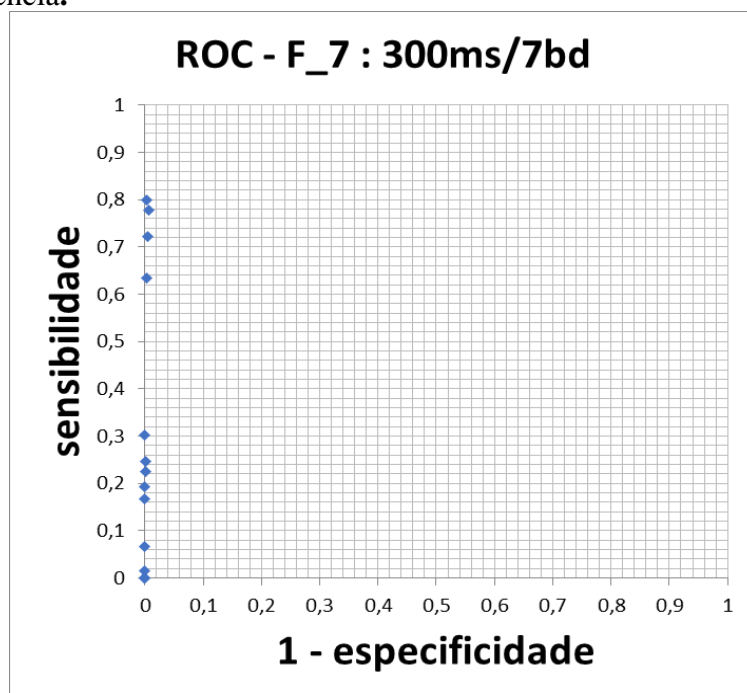


Gráfico 3. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.

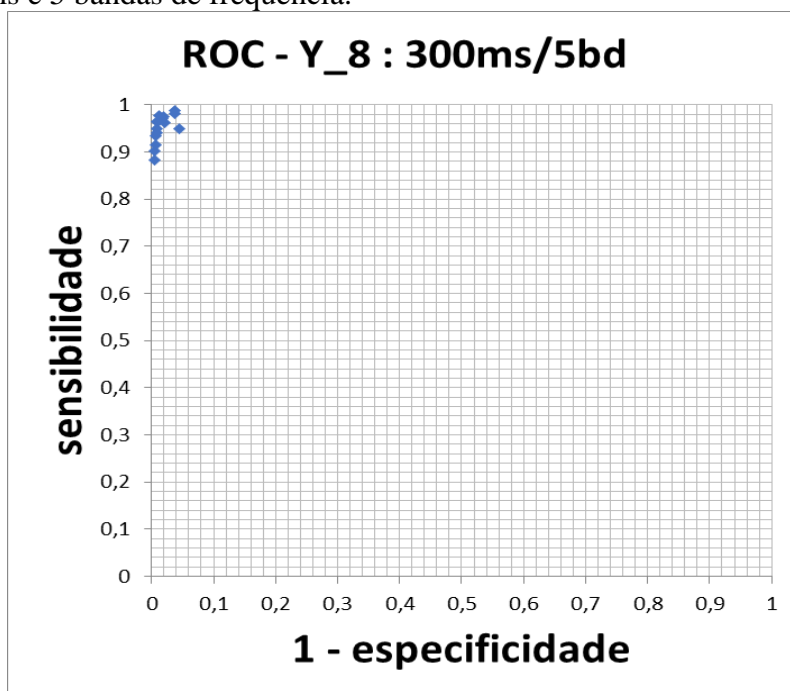


Gráfico 4. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 500ms e 7 bandas de frequência.

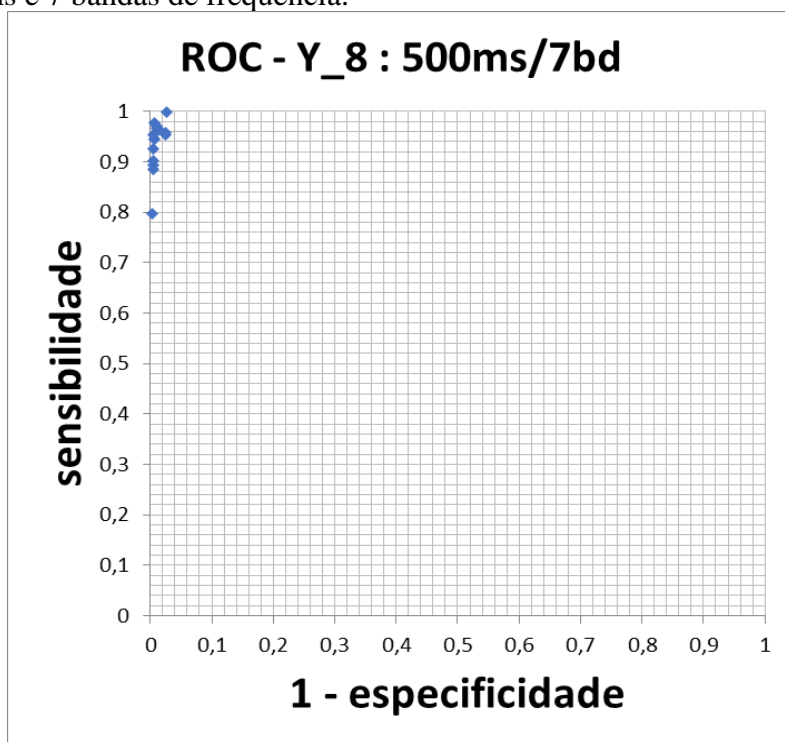


Gráfico 5. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.

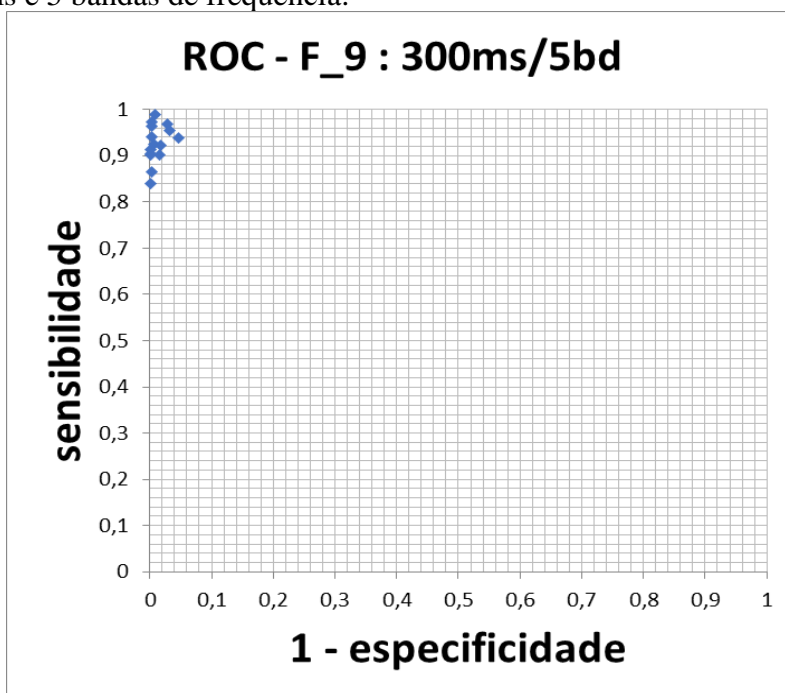


Gráfico 6. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.

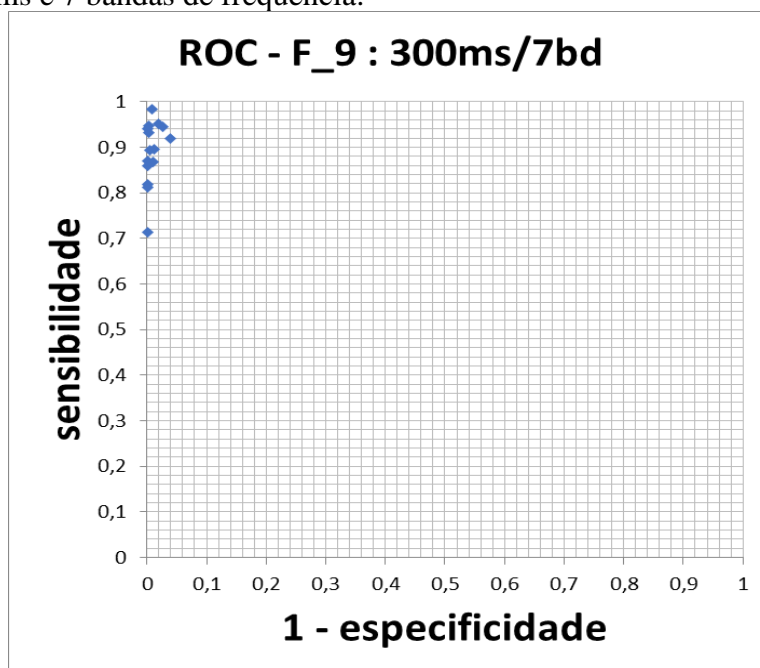


Gráfico 7. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.

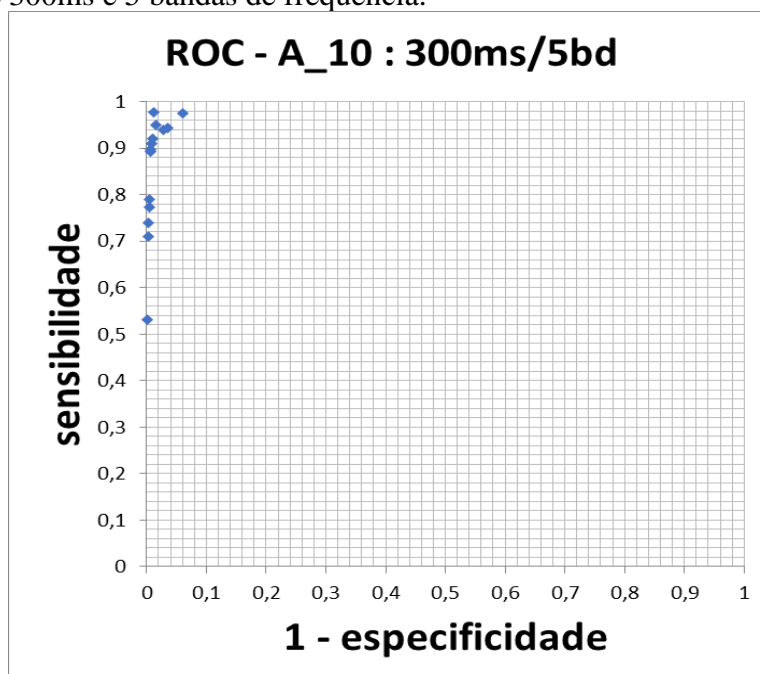


Gráfico 8. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.

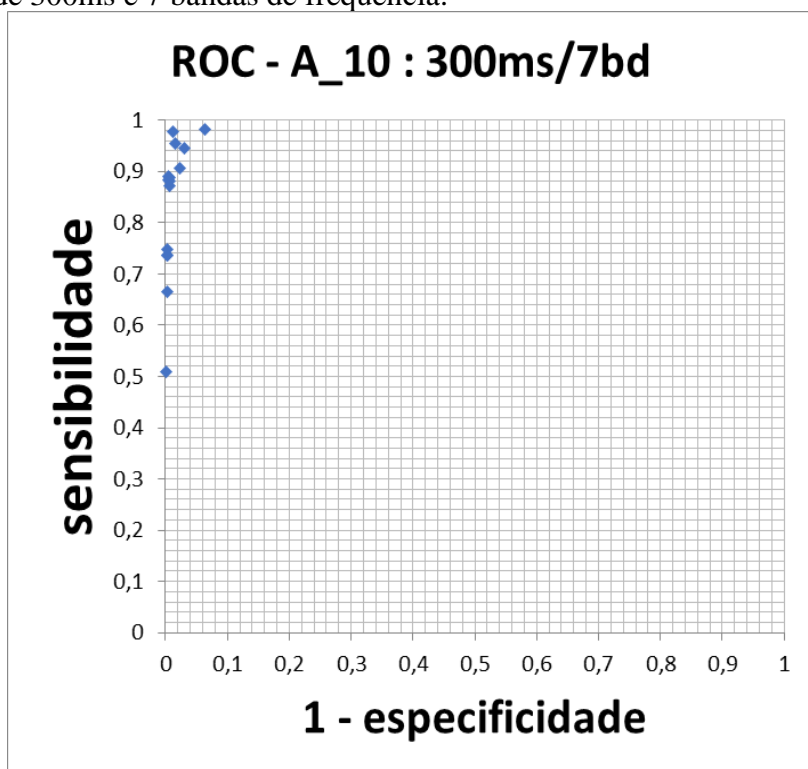


Gráfico 9. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 300ms e 5 bandas de frequência.

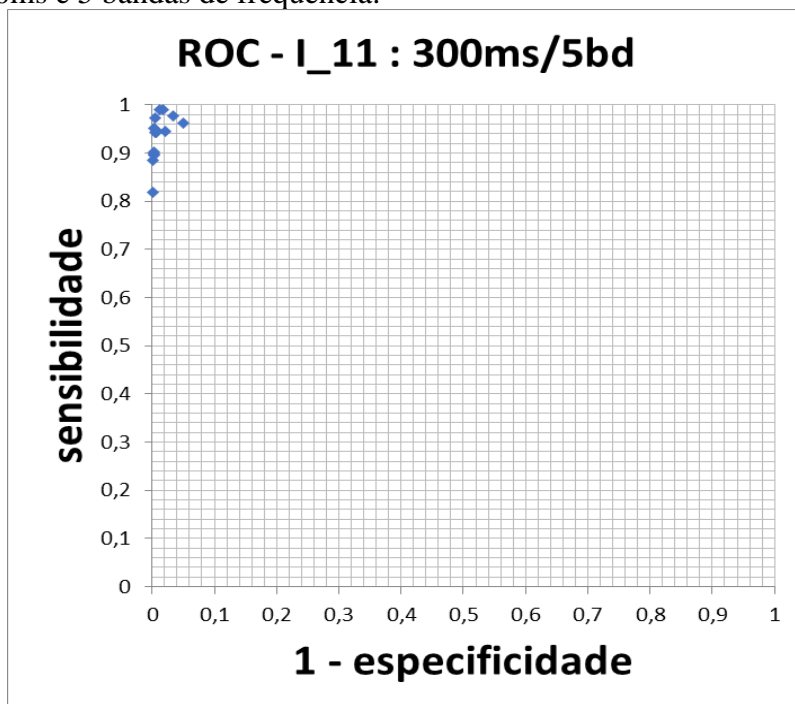


Gráfico 10. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 300ms e 7 bandas de frequência.

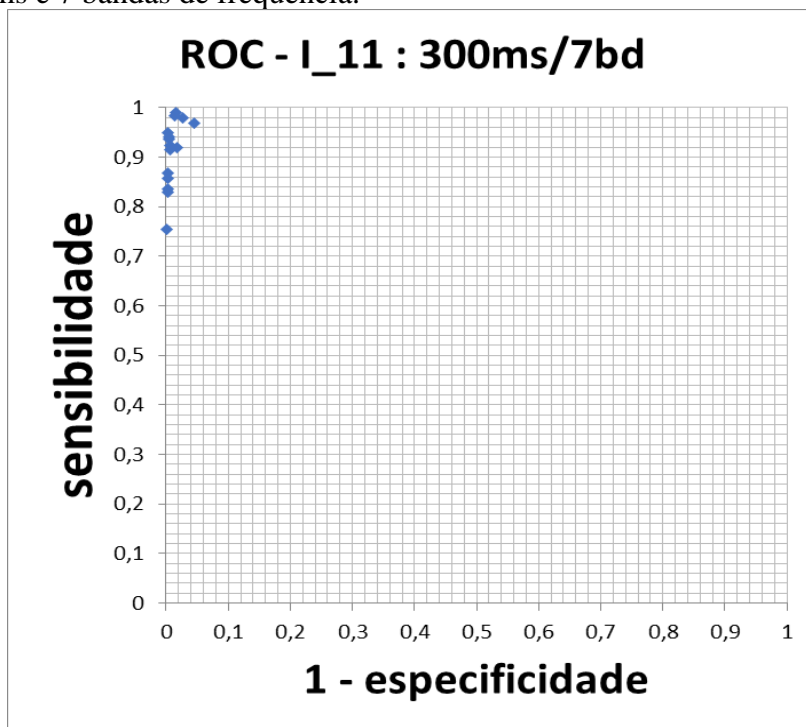


Gráfico 11. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_7 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

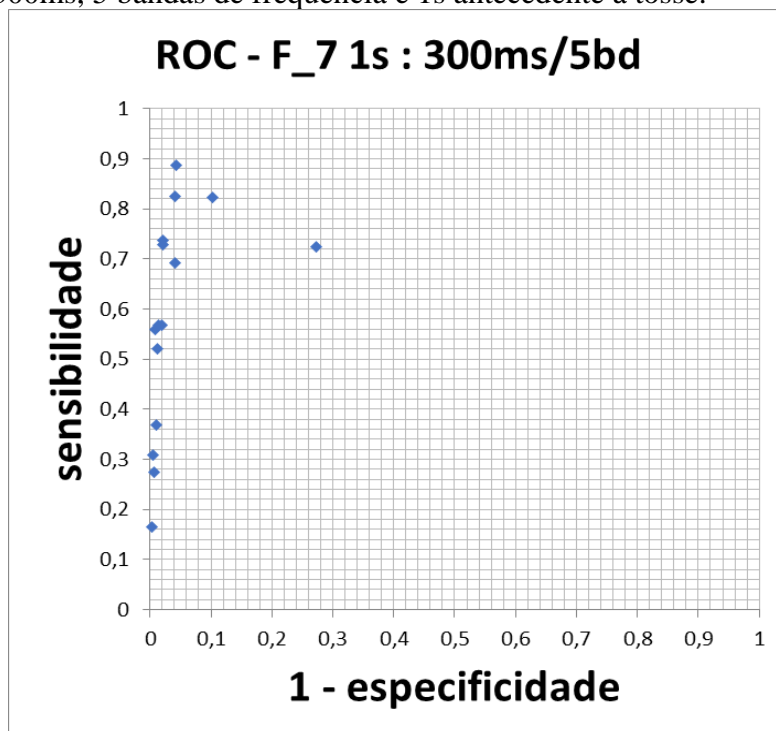


Gráfico 12. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_7 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

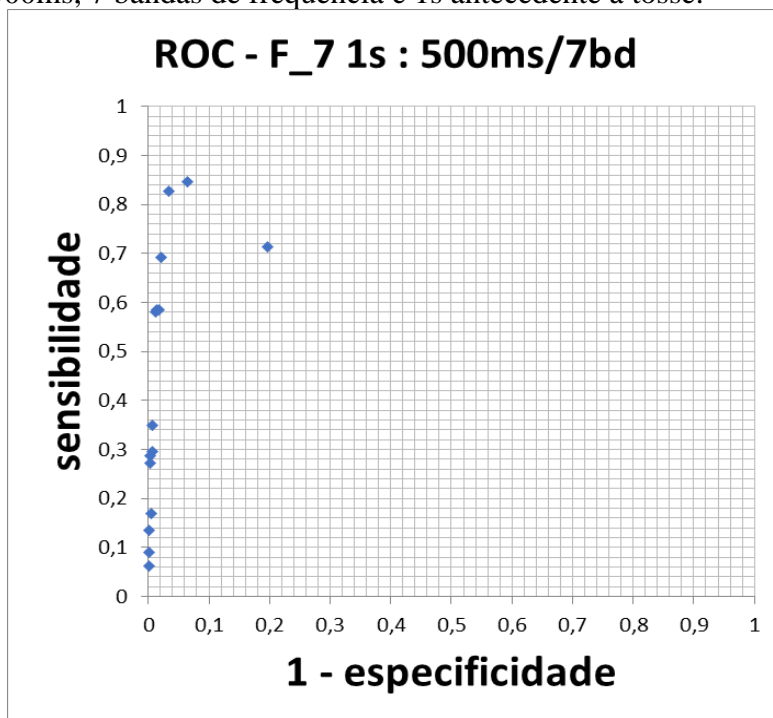


Gráfico 13. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

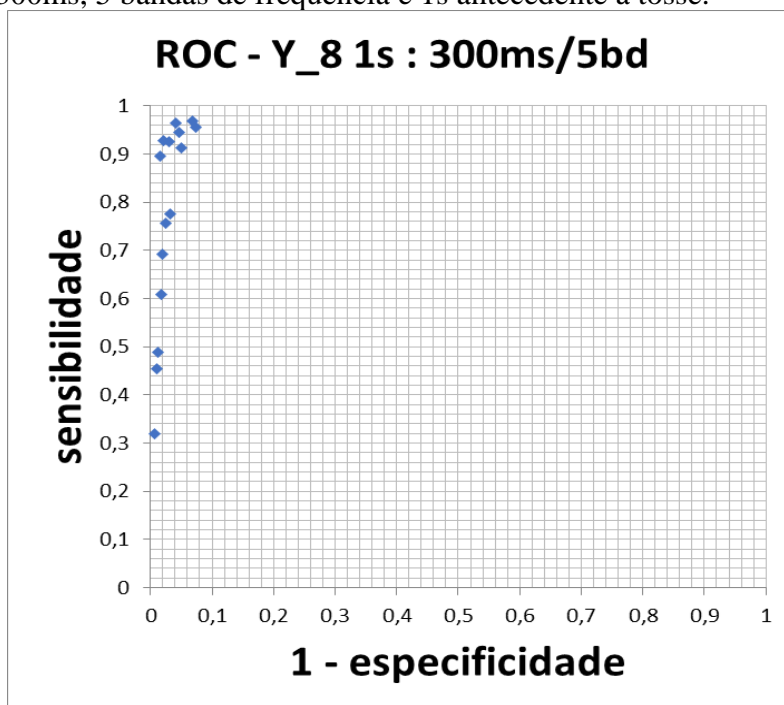


Gráfico 14. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante Y_8 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

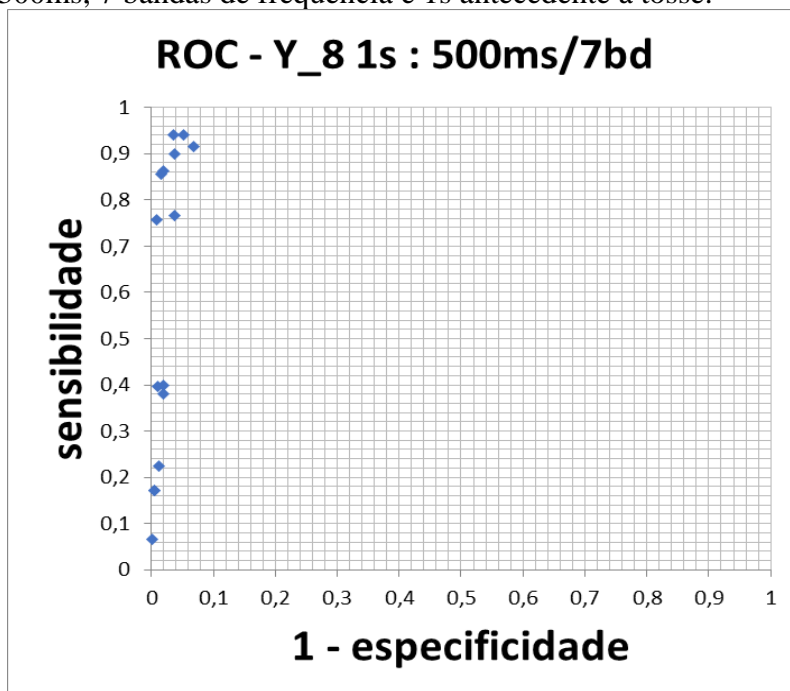


Gráfico 15. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

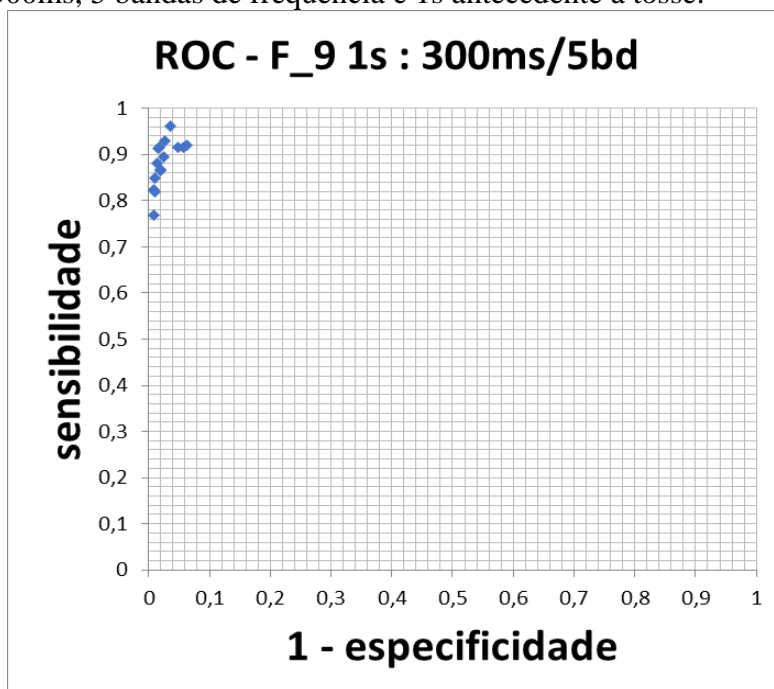


Gráfico 16. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

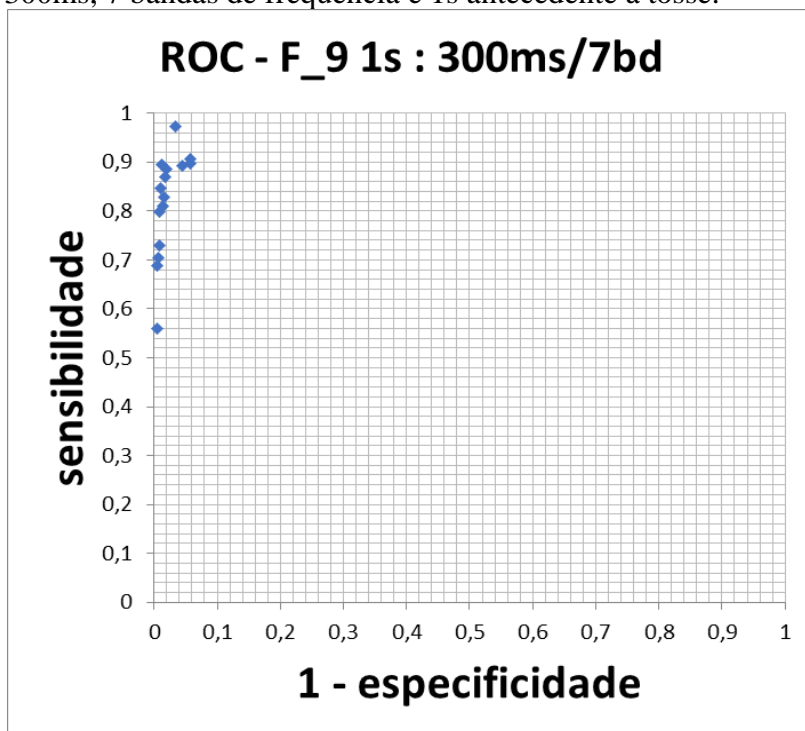


Gráfico 17. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante F_9 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

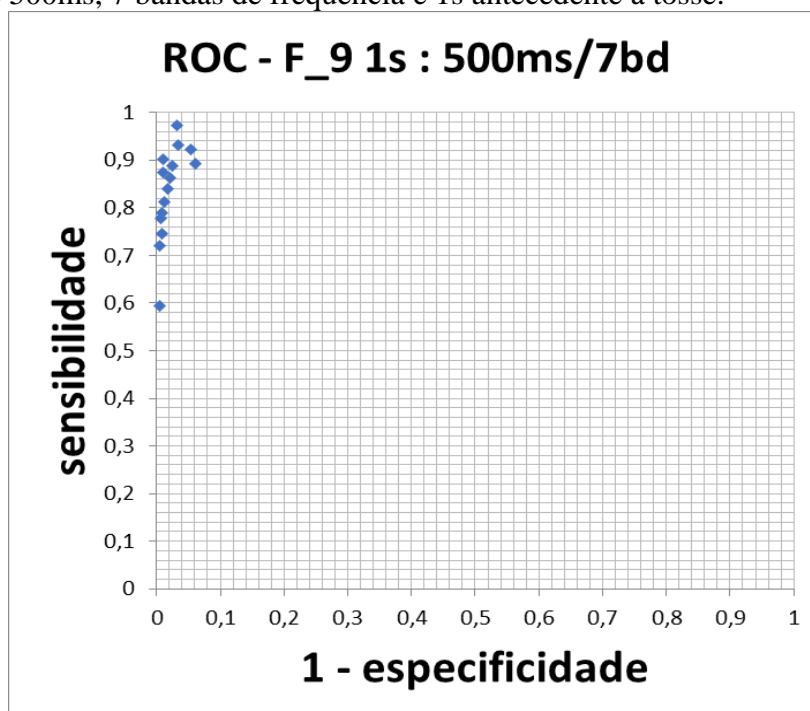


Gráfico 18. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

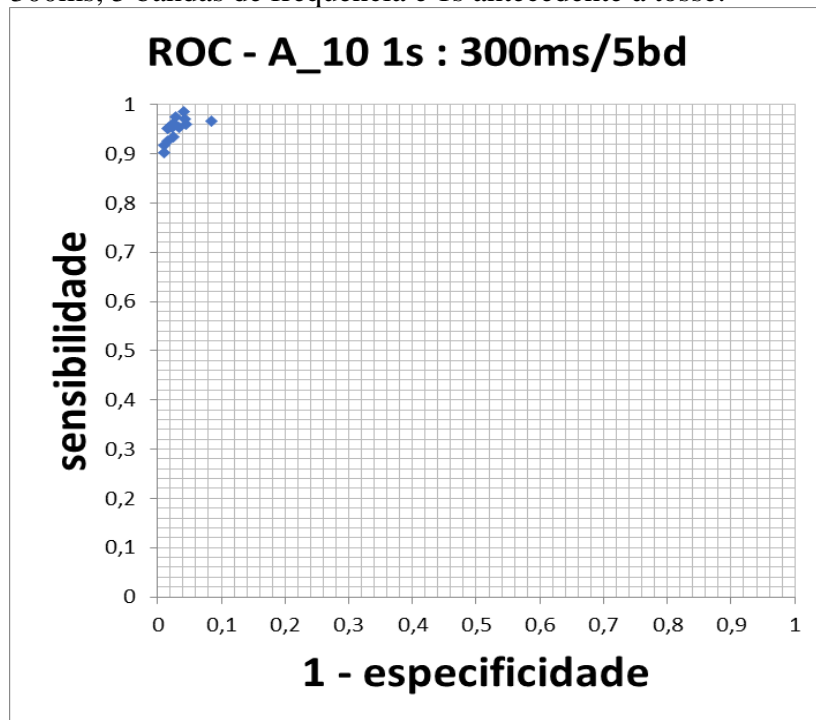


Gráfico 19. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

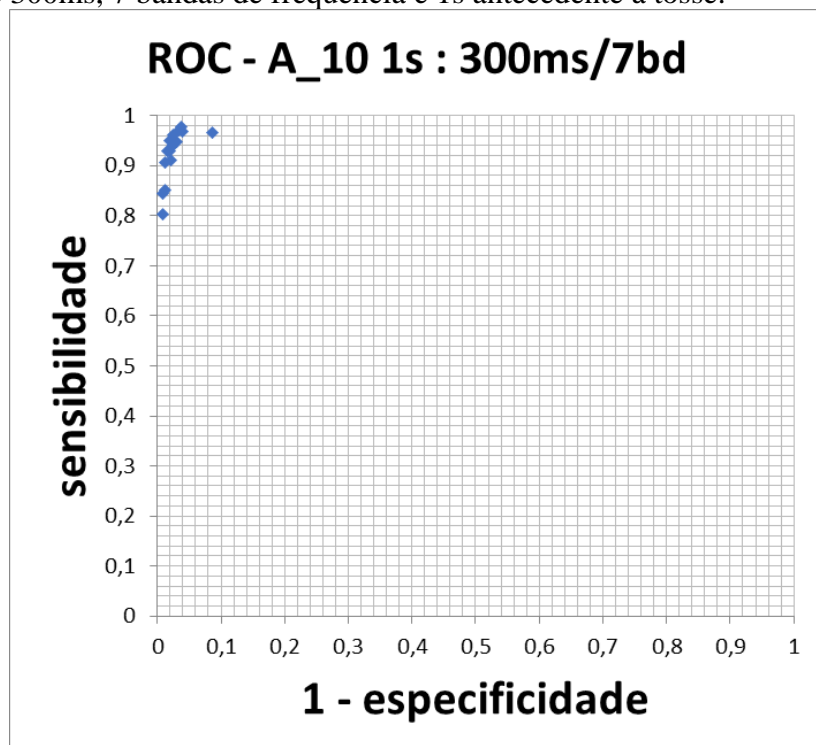


Gráfico 20. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse.

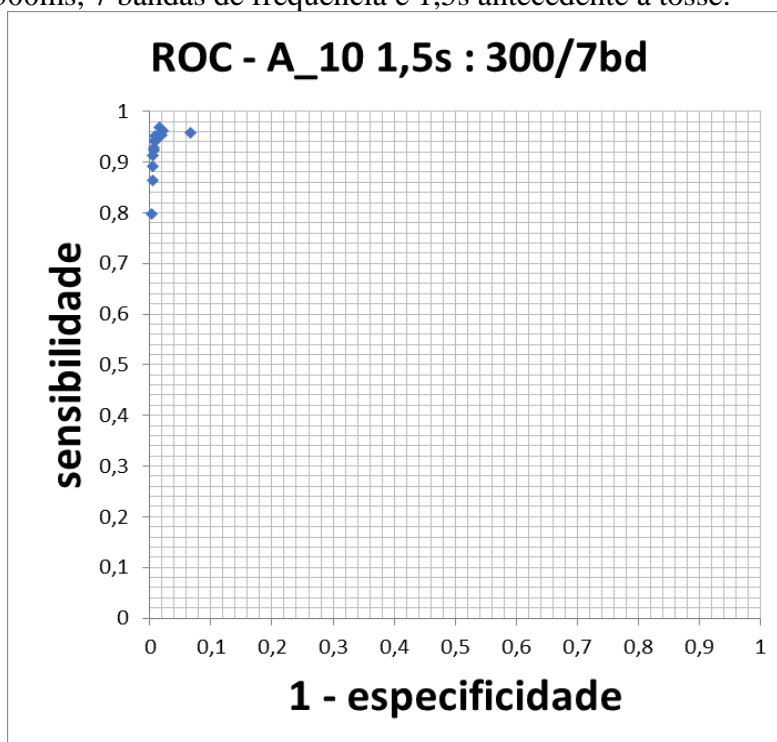


Gráfico 21. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.

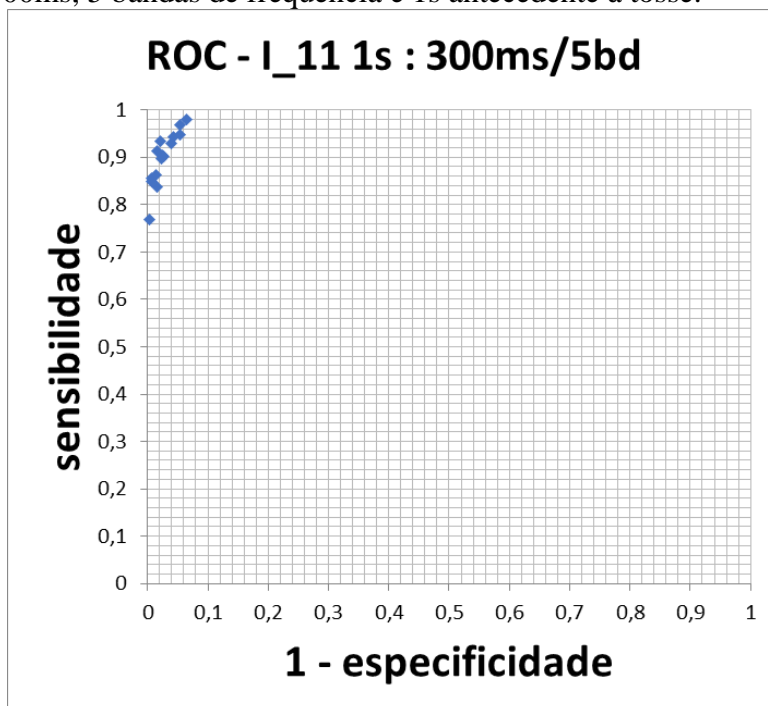
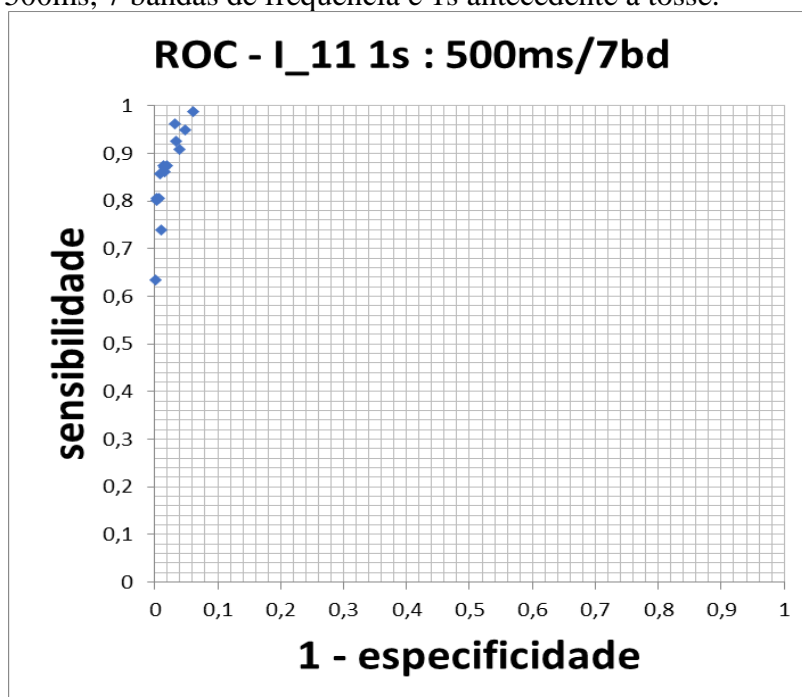


Gráfico 22. Desempenho da sensibilidade e especificada no espaço de ROC para diagnóstico de pré-tosse por meio de eletromiografia de superfície no participante I_11 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse.



Os dados obtidos nesta análise convergem que a fisiopatologia da lesão medular espinal, em que se espera que nível de lesão está diretamente relacionado ao impacto na atividade muscular respiratória. Sendo que lesões cervicais (C6 e C7) há preservação plena da atividade elétrica do músculo diafragma, e discreta atividade elétrica dos músculos da parede abdominal, ou seja, canais localizados no abdômen (3 e 4) que registraram atividade do músculo reto abdominal também foram úteis para identificação da tosse e pré-tosse até no grupo com lesão cervical.

Enquanto nos participantes com classificados com lesão medular torácica houve evidência de sinais nas porções de músculos da parede torácica com atividade elétrica durante os períodos de tosse, o que pode explicar melhor desempenho ocasional dos canais localizados na parede abdominal nesses participantes. Dado importante para capacidade para tossir e para o planejamento de intervenções voltadas para o treinamento muscular respiratório.

A eletromiografia de superfície revelou que ocorre uma manifestação mioelétrica que antecede a tosse voluntária, o que foi sugerido nesta tese como pré-tosse, mas que diante do protocolo testado não apresentou modificação nas características nos sinais mecânicos de tosse. Sendo assim, a eletromiografia de superfície poderá contribuir para

avaliar cuidadosa e ampla da gravidade da função muscular respiratória de pessoas após lesão medular espinal, bem como auxiliar na tomada de decisão de recursos terapêuticos para tratamentos das alterações respiratórias que podem levar a pessoas à reinternação e morte.

Apesar dos esforços para localizar e selecionar um representativo grupo amostra, a pesquisa foi realizada com modesto número amostral, sobretudo na segunda fase, que representou a eletromiografia dos músculos peitoral maior e reto abdominal durante a tosse, o que torna os resultados poucos representativos para o quantitativo de pessoas com lesão medular no Brasil. Além disso, os sistemas de eletromiografia testados apresentaram ruídos oriundos de interferências da rede elétrica, do sinal do músculo cardíaco e da movimentação do eletrodo na pele, diante disso, o sistema elegido para aquisição dos sinais apresentou a melhor relação sinal ruído, mas para minimizar outras interferências optou-se por não associar a aquisição de sinais eletromiográficos com os sinais de mecânica respiratória, pico de fluxo de tosse e função pulmonar.

O sistema desenvolvido para classificação dos eventos de respiração, tosse e pré-tosse necessitou de rotulagem manual prévia para posterior validação do algoritmo baseado em SVM, sendo uma ação futura a possibilidade de rotulagem e validação automáticos. Além disso, o protocolo definido para ambos sinais forneceu uma quantidade eventos classificados como respiração espontânea superior as demais classes, tosse e pré-tosse, o que pode ter tornado treinamento e validação do classificador desproporcional.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desfecho deste trabalho de tese, apresenta uma conclusão clara da trajetória metodológica e dos resultados obtidos, expondo as principais contribuições e encorajando novas pesquisas em torno da função respiratória em pessoas com lesão medular, temática com emergente necessidade de estudo e incentivo.

Esta pesquisa foi norteadada a partir de uma ampla revisão sistemática, o que contribuiu para o desenvolvimento de uma proposta de diagnóstico funcional e neuromotor da tosse baseada na emergência de contribuir com alternativas eficazes de diagnóstico e assistência à tosse em pessoas com lesão medular. A evidência em torno da ativação da porção clavicular do peitoral maior era insuficiente para aplicar esse conhecimento a demandas como assistência elétrica sincronizada, ou seja, mais características seriam necessárias para explicar a manifestação dos sinais miolétricos durante a tosse e aplicar esse conhecimento para intervenções em pessoas com lesão medular e tosse ineficaz.

Para isso a pesquisa incluiu participantes com variáveis de função respiratória e de tosse abaixo do previsto, no entanto, conforme estabelecido nos critérios de elegibilidade nenhum deles apresentavam infecção respiratória. Como também não foram relatadas intercorrências em nenhuma das fases de aplicação do protocolo testado para avaliação da tosse.

O sistema desenvolvido foi capaz de extrair características para classificação de eventos neuromotores e funcionais de interesse, definidos como tosse, pré-tosse e respiração espontânea. Os sinais capturados e analisados, eletromiográficos e de mecânica respiratória, revelaram que valores de RMS e a energia do sinal em diferentes bandas de frequência sendo testadas de 2 a 7 bandas contemplavam a possibilidade de definição dos eventos.

Os dados obtidos por sinais mecânicos obtiveram melhor desempenho na validação das classes de diagnóstica de tosse e respiração espontânea, com a energia do sinal em até 5 bandas de frequência e janela com duração de até 1000ms. No entanto, esses sinais não apresentaram desempenho consistente para validação dos eventos de rotulados como pré-tosse.

No caso dos sinais de eletromiografia de superfície para diagnóstico da ocorrência de eventos motores pertinentes à tosse e pré-tosse, análise do sinal em até 5 bandas frequência e janela com 300 ms apresentou até 94% de taxa de verdadeiros positivos e acurácia de até 99.8%, melhor desempenho apresentado entre as alternativas testadas. Enquanto a pré-tosse foi evidenciada com melhor desempenho na classificação feita com 2 bandas de frequência e com janela de 300ms, sendo que a janela de tempo para pré-tosse variou entre 1000ms a 1500 ms.

Os achados confirmam a hipótese que a eletromiografia de superfície pode ser um recurso para identificação, ou seja, diagnóstico e acompanhamento da função de tosse em pessoas com lesão medular, enquanto um evento neuromotor. Além disso, a EMG-S pode contribuir com as alternativas e recursos fisioterapêuticos para assistência a tosse, mas que ainda necessitam de sincronismo, sobretudo entre a fase explosiva da tosse e o aumento da pressão intra-abdominal, como no caso da tosse eletricamente assistida.

As principais contribuições dos resultados incluem enfatizar que apesar da importância e maior participação do peitoral maior durante o processo de tosse ou pré-tosse em pessoas com lesão medular, como confirmado a partir dos sinais de EMG-S obtidos pelo canal 1. Sinais eletromiográficos também foram manifestados em músculos expiratórios, como o reto abdominal estão presentes durante a tosse e pré-tosse naqueles indivíduos com preservação do segmento de inervação dos músculos da parede abdominal, cabe ressaltar que essa evidência pode ser útil para concepção de métodos de intervenção para manutenção e aumento da pressão intra-abdominal por meio de recursos terapêuticos, como estimulação elétrica.

Os resultados também são relevantes para a possibilidade de padronizar a localização de eletrodos para investigação dos músculos citados na pesquisa, peitoral maior e abdômen, que ainda não foram descritos pelo SENIAM. É importante encorajar pesquisas desta natureza, que reproduzam o protocolo experimental, considerando, sobretudo, ampliação do número da amostra, com características físicas e funcionais ainda mais homogênea. A análise dos dados sugere que o aprimoramento do classificador de tosse e pré-tosse, do modo manual para automático, pode ser uma alternativa para definição das melhores características para cada participante, o que definiria qual duração de janela, banda e canal apresentam melhor desempenho para diagnóstico e acompanhamento da tosse e pré-tosse em cada sujeito.

REFERÊNCIAS

- [1] G. A. Fontana and F. Lavorini, “Cough motor mechanisms,” vol. 152, no. 3, pp. 266–281, 2006.
- [2] M. Polverino, F. Polverino, M. Fasolino, F. Andò, A. Alfieri, and F. De Blasio, “Anatomy and neuro-pathophysiology of the cough reflex arc.,” *Multidiscip. Respir. Med.*, vol. 7, no. 1, p. 5, 2012.
- [3] A. P. S. Balbani, “Tosse: neurofisiologia, métodos de pesquisa, terapia farmacológica e fonoaudiológica,” *Int. Arch. Otorhinolaryngol.*, vol. 16, no. 2, pp. 259–268, 2012.
- [4] S. W. Kang, J. C. Shin, C. I. Park, J. H. Moon, D. W. Rha, and D. Cho, “Relationship between inspiratory muscle strength and cough capacity in cervical spinal cord injured patients,” *Spinal Cord*, vol. 44, no. 4, pp. 242–248, 2006.
- [5] P. V. DICPINIGAITIS, D. R. GRIMM, and M. LESSER, “Cough Reflex Sensitivity in Subjects with Cervical Spinal Cord Injury,” *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 159, no. 5, pp. 1660–1662, May 1999.
- [6] A. Y. Wang, R. J. Jaeger, G. M. Yarkony, and R. M. Turba, “Cough in spinal cord injured patients: the relationship between motor level and peak expiratory flow.,” *Spinal Cord*, vol. 35, no. 5, pp. 299–302, 1997.
- [7] A. Kelley, E. Garshick, E. R. Gross, S. L. Lieberman, C. G. Tun, and R. Brown, “Spirometry testing standards in spinal cord injury,” *Chest*, vol. 123, no. 3, pp. 725–730, 2003.
- [8] G. J. Schilero, A. M. Spungen, W. a Bauman, M. Radulovic, and M. Lesser, “Pulmonary function and spinal cord injury.,” *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 166, no. 3, pp. 129–141, 2009.
- [9] R. Brown, A. F. DiMarco, J. D. Hoit, E. Garshick, A. Manuscript, and R. Dysfunction, “Respiratory dysfunction and management in spinal cord injury,” *Respir. Care*, vol. 51, no. 8, pp. 853–68;discussion 869–70, 2006.
- [10] K. E. Kowalski, J. R. Romaniuk, and A. F. DiMarco, “Changes in expiratory muscle function following spinal cord section,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 102, no. 4, pp. 1422–1428, 2007.
- [11] F. D. McCool and G. E. Tzelepis, “Dysfunction of the Diaphragm,” *N. Engl. J.*

- Med.*, vol. 366, no. 10, pp. 932–942, Mar. 2012.
- [12] A. De Troyer, M. Estenne, and A. Heilporn, “Mechanism of Active Expiration in Tetraplegic Subjects,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 314, no. 12, pp. 740–744, Mar. 1986.
- [13] A. Garshick, E. Kelley, “A prospective assessment of mortality in chronic spinal cord injury,” *Spinal Cord*, vol. 43, no. 7, pp. 408–416, 2005.
- [14] R. J. Soden, J. Walsh, J. W. Middleton, M. L. Craven, S. B. Rutkowski, and J. D. Yeo, “Causes of death after spinal cord injury,” *Spinal Cord*, vol. 38, no. 10, pp. 604–610, 2000.
- [15] M. J. Devivo, “Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications,” *Spinal Cord*, vol. 50, no. 5, pp. 365–72, 2012.
- [16] T. national spinal cord injury statistical center NSCISC, “The 2017 annual statistical report for the spinal cord injury model systems,” *Natl. Inst. Disabil. Indep. Living Rehabil. Res.*, p. 24, 2017.
- [17] M. Estenne and A. De Troyer, “Cough in tetraplegic subjects: an active process,” *Ann. Intern. Med.*, vol. 112, no. 1, pp. 22–8, Jan. 1990.
- [18] A. De Troyer and M. Estenne, “The expiratory muscles in tetraplegia,” *Paraplegia*, vol. 29, no. 6, pp. 359–63, 1991.
- [19] H. Lamraoui *et al.*, “Rectus Abdominis ElectroMyoGraphy and MechanoMyoGraphy comparison for the detection of cough,” in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 6502–6505.
- [20] D. C. Bolser and P. J. Reier, “Inspiratory and expiratory patterns of the pectoralis major muscle during pulmonary defensive reflexes,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 85, no. 5, pp. 1786–92, 1998.
- [21] E. Spivak *et al.*, “Electromyographic signal-activated functional electrical stimulation of abdominal muscles: the effect on pulmonary function in patients with tetraplegia,” *Spinal cord Off. J. Int. Med. Soc. Paraplegia*, vol. 45, no. 7, pp. 491–495, 2007.
- [22] F. S. Macedo *et al.*, “Functional electrical stimulation of cough synchronized with the electromyogram of the muscle pectoralis major in patients with tetraplegia : a new perspective Estimulação elétrica funcional da tosse sincronizada com o eletromiograma do músculo peitoral ma,” *MEMORIAS Ing.*

- Biomédica Perspect. Bras. V Congr. Colomb. Bioingeniería e Ing. Biomédica, 2013, Medellín*, vol. 2, pp. 7–15, 2013.
- [23] F. S. Macedo, “Descrição das variáveis eletromiográficas e parâmetros de estimulação elétrica funcional da tosse em indivíduos com lesão medular – uma revisão sistemática,” Universidade de Brasília, 2014.
- [24] M. E. Paton and J. M. M. Brown, “An electromyographic analysis of functional differentiation in human pectoralis major muscle,” *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 4, no. 3, pp. 161–169, 1994.
- [25] D. Stegeman and H. Hermens, “Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM),” *Disponível em: [http://www.med.](http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf)*, 2007. [Online]. Available: <http://www.seniam.org/%5Cnhttp://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>.
- [26] B. H. Nancy K. Maebius, *Anatomia e Fisiologia Corpo Humano Saudavel*, 1st ed. MANOLE, 2002.
- [27] A. Machado, *Neuroanatomia Funcional*, vol. 2. 2002.
- [28] T. J.- Eric Kandel, James Schwartz, *Principles Of Neural Science*, no. 1. 2000.
- [29] R. S. Snell, *Clinical Neuroanatomy*, 7th ed., vol. 7. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [30] O. Bican, A. Minagar, and A. A. Pruitt, “The Spinal Cord. A Review of Functional Neuroanatomy,” *Neurol. Clin.*, vol. 31, no. 1, pp. 1–18, 2013.
- [31] V. J. Miele, M. M. Panjabi, and E. C. Benzel, “Chapter 2 - Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord,” in *Handbook of Clinical Neurology Spinal Cord Injury*, vol. 109, J. V. and J. W. McDonald, Ed. 2012, pp. 31–43.
- [32] F. Sheerin, “Spinal cord injury: anatomy and physiology of the spinal cord,” *Emerg. Nurse*, vol. 12, no. 8, pp. 30–36, 2004.
- [33] T. A. Cho, “Spinal cord functional anatomy,” *Contin. (Minneapolis)*, vol. 21, no. 1 Spinal Cord Disorders, pp. 13–35, 2015.
- [34] I. Overview, “Spinal Cord Physiology & Anatomy,” 2013, pp. 1–9.
- [35] C. E. Steeds, “The anatomy and physiology of pain,” *Surg. (United Kingdom)*, vol. 34, no. 2, pp. 55–59, 2016.
- [36] F. Sheerin, “Spinal cord injury - causation and pathophysiology,” *Emerg. Nurse*,

- vol. 12, no. 9, pp. 29–38, 2005.
- [37] P. R. C. Bennie W. Chiles, “Acute spinal injury.,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 334, no. 26, p. 1748, 1996.
- [38] M. N. Hadley *et al.*, “Guidelines for the management of acute cervical spine and spinal cord injuries.,” *Clin. Neurosurg.*, vol. 49, pp. 407–498, 2002.
- [39] S. Looby and A. Flanders, “Spine trauma,” *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 49, no. 1, pp. 129–163, 2011.
- [40] R. L. Waters, R. H. Adkins, and J. S. Yakura, “Definition of complete spinal cord injury.,” *Paraplegia*, vol. 29, pp. 573–581, 1991.
- [41] J. W. McDonald and C. Sadowsky, “Spinal-cord injury,” vol. 359, pp. 417–425, 2002.
- [42] P. A. Ball, “Critical care of spinal cord injury,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 26, no. 24 Suppl, pp. S27-30, 2001.
- [43] E. M. Hagen, “Acute complications of spinal cord injuries,” *World J. Orthop.*, vol. 6, no. 1, 2015.
- [44] V. Roque, I. Cunha, A. Rocha, and J. A. Maria, “Disfunções Autonómicas após Lesão Medular,” *Rev. da Soc. Port. Med. Física e Reabil.*, vol. 24, no. 3, pp. 43–51, 2013.
- [45] M. J. Castro, D. F. Apple, E. A. Hillegass, G. A. Dudley, and D. A. Jr, “Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury.,” *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 86, no. 1, pp. 350–358, 1999.
- [46] D. D. Cardenas, J. M. Hoffman, S. Kirshblum, and W. McKinley, “Etiology and incidence of rehospitalization after traumatic spinal cord injury: A multicenter analysis,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no. 11, pp. 1757–1763, 2004.
- [47] C. H. Ho, L. A. Wuermsler, M. M. Priebe, A. E. Chiodo, W. M. Scelza, and S. C. Kirshblum, “Spinal Cord Injury Medicine. 1. Epidemiology and Classification,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 88, no. 3 SUPPL.1, pp. 1–6, 2007.
- [48] A. Selassie, Y. Cao, and L. L. Saunders, “Epidemiology of Traumatic Spinal Cord Injury Among Persons Older Than 21 Years: A Population-Based Study in South Carolina, 1998–2012,” *Top. Spinal Cord Inj. Rehabil.*, 2015.
- [49] National Spinal Cord Injury Statistical Center, “The 2014 Annual Statistical Report for the Spinal Cord Injury Model Systems,” 2014.

- [50] National Spinal Cord Injury Statistical Center, “The 2015 Annual Statistical Report,” Birmingham, Alabama, 2015.
- [51] B. B. Lee, R. A. Cripps, M. Fitzharris, and P. C. Wing, “The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate.,” *Spinal Cord*, vol. 52, no. 2, 2014.
- [52] M. P. Siscão, C. Pereira, R. L. C. Arnal, M. H. D. A. Foss, and L. H. C. Marino, “Spinal Cord Injury : Characterization at a Public Hospital,” *Arq. Ciências da Saúde*, vol. 14, no. 3, pp. 145–7, 2007.
- [53] Ministério da Saúde (Brasil). Secretaria de Atenção à Saúde, *Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular Diretrizes de Atenção*. 2015.
- [54] H. N. Kaihami, “A repercussão da lesão medular na identidade do sujeito,” *Acta Fisiatir*, vol. 16, no. 1, pp. 38–42, 2009.
- [55] C. P. Cardozo, “Respiratory complications of spinal cord injury,” *J. Spinal Cord Med.*, vol. 30, no. 4, pp. 307–308, 2007.
- [56] M. H. Rabadí, S. K. Mayanna, and A. S. Vincent, “Predictors of mortality in veterans with traumatic spinal cord injury,” *Spinal Cord*, 2013.
- [57] S. R. M. Mateus, P. S. S. Beraldo, and T. a Horan, “Maximal static mouth respiratory pressure in spinal cord injured patients: correlation with motor level,” *Spinal Cord*, vol. 45, no. 8, pp. 569–575, 2007.
- [58] S. R. M. Mateus, P. S. S. Beraldo, and T. a Horan, “Cholinergic bronchomotor tone and airway caliber in tetraplegic patients,” *Spinal Cord*, vol. 44, no. 5, pp. 269–274, 2006.
- [59] F. Urdaneta, A. Layon, and B. Guiot, “Respiratory Complications in Patients with Traumatic Cervical Spine Injuries : Case Report and Review of the Literature,” *J. Clin. Anesth.*, vol. 818015, no. 3, pp. 398–405, 2003.
- [60] D. G. L. T. de Paleville, W. B. McKay, R. J. Folz, and A. V. Ovechkin, “Respiratory Motor Control Disrupted by Spinal Cord Injury: Mechanisms, Evaluation, and Restoration,” *Transl. Stroke Res.*, vol. 2, no. 4, pp. 463–473, 2011.
- [61] G. J. Schilero, M. Radulovic, J. M. Wecht, A. M. Spungen, W. A. Bauman, and M. Lesser, “A center’s experience: Pulmonary function in spinal cord injury,” *Lung*. 2014.
- [62] S. C. Aslan, M. K. Chopra, W. B. McKay, R. J. Folz, and A. V Ovechkin,

- “Evaluation of respiratory muscle activation using respiratory motor control assessment (RMCA) in individuals with chronic spinal cord injury,” *J. Vis. Exp.*, no. 77, pp. 1–10, 2013.
- [63] R. Brown, A. F. DiMarco, J. D. Hoit, E. Garshick, and A. DiMarco, “Respiratory dysfunction and management in spinal cord injury,” *Respir. Care*, vol. 51, no. 8, pp. 853–870, 2006.
- [64] J. Ashba *et al.*, “Spirometry--acceptability and reproducibility in spinal cord injured subjects.,” *J. Am. Paraplegia Soc.*, vol. 16, no. 4, pp. 197–203, 1993.
- [65] A. Baydur, R. H. Adkins, and J. Milic-Emili, “Lung mechanics in individuals with spinal cord injury: effects of injury level and posture.,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 90, no. 2, pp. 405–411, 2001.
- [66] D. J. Berlowitz, B. Wadsworth, and J. Ross, “Respiratory problems and management in people with spinal cord injury,” *Breathe*, vol. 12, no. 4, pp. 328–340, 2016.
- [67] S. Berney, P. Bragge, C. Granger, H. Opdam, and L. Denehy, “The acute respiratory management of cervical spinal cord injury in the first 6 weeks after injury: A systematic review,” *Spinal Cord*. 2011.
- [68] C. Winslow, R. K. Bode, D. Felton, D. Chen, and P. R. Meyer Jr., “Impact of respiratory complications on length of stay and hospital costs in acute cervical spine injury,” *Chest*, vol. 121, no. 5, pp. 1548–1554, 2002.
- [69] C. P. Van Der Schans, D. a Piers, and G. a Mulder, “Efficacy of coughing in tetraplegic patients.,” *Spine (Phila. Pa. 1976).*, vol. 25, no. 17, pp. 2200–3, 2000.
- [70] M. Estenne and A. De Troyer, “Cough in tetraplegic subjects: An active process,” *Ann. Intern. Med.*, vol. 112, no. 1, pp. 22–28, 1990.
- [71] F. Le Pimpec-Barthes *et al.*, “Diaphragm pacing: The state of the art,” *Journal of Thoracic Disease*, vol. 8. 2016.
- [72] R. G. Vázquez, P. R. Sedes, M. M. Fariña, A. M. Marqués, and M. E. F. Velasco, “Respiratory Management in the Patient with Spinal Cord Injury,” vol. 2013, 2013.
- [73] C. A. Angeli, V. R. Edgerton, Y. P. Gerasimenko, and S. J. Harkema, “Altering spinal cord excitability enables voluntary movements after chronic complete paralysis in humans,” *Brain*, vol. 137, no. 5, 2014.
- [74] V. Alvisi *et al.*, “Pulmonary function and expiratory flow limitation in acute

- cervical spinal cord injury,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, no. 11, pp. 1950–1956, 2012.
- [75] W. D. Reid, J. a Brown, K. J. Konnyu, J. M. E. Rurak, and B. M. Sakakibara, “Physiotherapy secretion removal techniques in people with spinal cord injury: a systematic review.,” *J. Spinal Cord Med.*, vol. 33, no. 4, pp. 353–370, 2010.
- [76] A. Woodcock, E. C. Young, and J. A. Smith, “New insights in cough,” *Br. Med. Bull.*, vol. 96, no. 1, pp. 61–73, 2010.
- [77] G. A. Fontana, “Before We Get Started: What Is a Cough?,” *Lung*, vol. 186, no. S1, pp. 3–6, Feb. 2008.
- [78] F. D. Mccool, “Global Physiology and Pathophysiology of Cough : ACCP Evidence-Based Clinical Practice Guidelines Global Physiology and Pathophysiology of Cough,” *Chest*, vol. 129, no. 1, p. 48S–53S, 2006.
- [79] F. E. F. Cardoso *et al.*, “Evaluation of peak cough flow in Brazilian healthy adults,” *Int. Arch. Med.*, vol. 5, no. 1, pp. 2–5, 2012.
- [80] L. Y. Y. Chan, A. Y. M. Jones, R. C. K. Chung, and K. N. Hung, “Peak flow rate during induced cough: A predictor of successful decannulation of a tracheotomy tube in neurosurgical patients,” *Am. J. Crit. Care*, vol. 19, no. 3, pp. 278–284, 2010.
- [81] S. M. Brooks, “Perspective on the human cough reflex.,” *Cough*, vol. 10, no. 7, pp. 1–11, 2011.
- [82] A. F. DiMarco and K. E. Kowalski, “Effects of chronic electrical stimulation on paralyzed expiratory muscles.,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 104, no. 6, pp. 1634–40, 2008.
- [83] F. S. de Freitas, V. F. Parreira, and C. da C. Ibiapina, “Aplicação clínica do pico de fluxo da tosse: uma revisão de literatura,” *Fisioter. Mov.*, vol. 23, no. 3, pp. 495–502, 2010.
- [84] A. Baydur *et al.*, “Lung mechanics in individuals with spinal cord injury : effects of injury level and posture Lung mechanics in individuals with spinal cord injury : effects of injury level and posture,” *J. Applied Physiol.*, vol. 90, no. 2, pp. 405–411, 2001.
- [85] K. E. Kowalski and A. F. Dimarco, “Comparison of wire and disc leads to activate the expiratory muscles in dogs.,” *J. Spinal Cord Med.*, vol. 34, no. 6, pp. 600–8, 2011.

- [86] G. J. Gibson *et al.*, “ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing,” *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 166, no. 4, pp. 518–624, 2002.
- [87] Ma. Estene and A. De Troyer, “Relationship between respiratory muscle electromyogram and rib cage motion in tetraplegia,” *Am Rev Respir Dis*, no. 132, pp. 53–59, 1985.
- [88] M. Estenne and A. De Troyer, “Relationship between respiratory muscle electromyogram and rib cage motion in tetraplegia,” *Am. Rev. Respir. Dis.*, vol. 132, no. 1, pp. 53–9, Jul. 1985.
- [89] T. Fujiwara, Y. Hara, and N. Chino, “Expiratory function in complete tetraplegics: study of spirometry, maximal expiratory pressure, and muscle activity of pectoralis major and latissimus dorsi muscles,” *Am J Phys Med Rehabil*, vol. 78, no. 5, pp. 464–469, 1999.
- [90] D. Lasserson, “Differences in motor activation of voluntary and reflex cough in humans,” *Thorax*, vol. 61, no. 8, pp. 699–705, Aug. 2006.
- [91] J. Y. Hsu, R. A. Stone, R. B. Logan-Sinclair, M. Worsdell, C. M. Busst, and K. F. Chung, “Coughing frequency in patients with persistent cough: assessment using a 24 hour ambulatory recorder,” *Eur. Respir. J.*, vol. 7, no. 7, pp. 1246–1253, Jul. 1994.
- [92] F. S. Macedo, A. F. Rocha, C. J. Miosso, and S. R. M. Mateus, “Use of electromyographic signals for characterization of voluntary coughing in humans with and without spinal cord injury—A systematic review,” *Physiother. Res. Int.*, no. September, p. 1761, 2018.
- [93] M. Estenne, A. Van Muylem, M. Gorini, W. Kinnear, A. Heilporn, and A. De Troyer, “Effects of abdominal strapping on forced expiration in tetraplegic patients,” *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 157, no. 1, pp. 95–98, 1998.
- [94] K. Ito, K. Nonaka, S. Ogaya, A. Ogi, C. Matsunaka, and J. Horie, “Surface electromyography activity of the rectus abdominis, internal oblique, and external oblique muscles during forced expiration in healthy adults,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 28, pp. 76–81, Jun. 2016.
- [95] S. C. Jefferson *et al.*, “Cough following low thoracic hemisection in the cat,” *Exp. Neurol.*, vol. 222, no. 1, pp. 165–170, Mar. 2010.
- [96] T. Pitts *et al.*, “Suppression of abdominal motor activity during swallowing in cats and humans,” *PLoS One*, vol. 10, no. 5, pp. 1–11, 2015.

- [97] BRASIL, *Resolução N° 466*. Brasil, 2012, p. 59.
- [98] Ministério da Saúde, *Resolução da diretoria colegiada - RDC nº 10, de 20 de fevereiro de 2015*, vol. 2015. 2018.
- [99] A. S. I. A. (ASIA), “International Standards for the Classification of Spinal Cord Injury Motor Exam Guide,” no. June, pp. 1–16, 2008.
- [100] J. C. R. Yanqing Zhang, *Machine Learning in Bioinformatics (Wiley Series in Bioinformatics)*, 1st ed. Wiley, 2008.
- [101] A. V Oppenheim and R. W. Schaffer, *Discrete Time Signal Processing*. 2009.
- [102] T. Fawcett, “An introduction to ROC analysis Tom,” *Pattern Recognit. Lett.*, p. 861874, 2006.
- [103] R. Kohavi, “A study of cross-validation and bootstrap for accuracy estimation and model selection,” *Proc. 14th Int. Jt. Conf. Artif. Intell. - Vol. 2*, vol. 2, no. 0, pp. 1137–1143, 1995.
- [104] Z.-H. Zhou, *Ensemble Methods: Foundations and Algorithms (Chapman & Hall/Crc Machine Learnig & Pattern Recognition)*, 1st Editio. New York City: CRC Press, 2012.
- [105] J. F. G. Monico, A. P. dal Póz, M. Galo, M. C. dos Santos, and L. C. de Oliveira, “Acurácia e precisão: Revendo os conceitos de forma acurada,” *Bol. Ciencias Geod.*, vol. 15, no. 3, pp. 469–483, 2009.
- [106] and W. A. L. George C. Leiner , Sol Abramowitz , Maurice J. Small , Victor B. Stenby, “Expiratory Peak Flow Rate Standard Values for Normal Subjects. Use as a Clinical Test of Ventilatory Function,” *Am. Rev. Respir. Dis.*, vol. 88, no. 5, pp. 644–651, 1963.
- [107] L. A. Roth EJ1, Nussbaum SB, Berkowitz M, Primack S, Oken J, Powley S, “Pulmonary function testing in spinal cord injury: correlation with vital capacity,” *Paraplegia*, vol. 33, no. 8, p. 454–7., 1995.
- [108] K. Postma *et al.*, “Original report longitudinal association between respiratory muscle strength and cough capacity in persons with spinal cord injury : an explorative analysis of data from a randomized controlled trial,” *J Rehabil Med* 2015;, vol. 47, pp. 722–726, 2015.
- [109] R. J. Jaeger, R. M. Turba, G. M. Yarkony, and E. J. Roth, “Cough in spinal cord injured patients: comparison of three methods to produce cough.,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 74, no. December, pp. 1358–1361, 1993.

- [110] K. Postma *et al.*, “Changes in pulmonary function during the early years after inpatient rehabilitation in persons with spinal cord injury: A prospective cohort study,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2013.
- [111] S. Katz, N. Arish, A. Rokach, Y. Zaltzman, and E. Marcus, “The effect of body position on pulmonary function : a systematic review,” pp. 1–16, 2018.
- [112] A. Baydur, “Respiratory Dysfunction in Spinal Cord Injury : Physiologic Changes and Clinically Relevant Therapeutic Applications Pulmonary & Respiratory Medicine,” *J. Pulm. Respir. Med.*, vol. 8, no. 2, pp. 1–10, 2018.

APÊNDICE A FORMULÁRIO DE REGISTRO E ACOMPANHAMENTO DOS DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS, ANAMNESE, EXAME FÍSICO E VARIÁVEIS DE PROVA DE FUNÇÃO PULMONAR

Pesquisa: Mapeamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície durante a tosse em pessoas com lesão medular espinal – uma proposta de diagnóstico funcional. Pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, sob número CAEE: 54825816.7.0000.5558

FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO E ACOMPANHAMENTO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

Data: ____/____/____
1) IDENTIFICAÇÃO:
Iniciais: _____ Nº _____
Idade _____ Estado Civil: () Solteiro(a) Gênero: () M () Casado(a) () F () Viúvo(a)
Contato
Fone: _____/_____/_____
E-mail: _____
Cidade: _____ Estado: _____
Profissão: _____ Escolaridade: _____
Encontra-se afastado do trabalho? () Sim ou () Não
2) EXAME FÍSICO
Antropometria
Peso: _____ kg
Envergadura: _____ m
Tipo de tórax: _____
3) ANAMNESE
Causa da lesão medular: _____
Data da lesão: _____ Tempo de lesão: _____
Apresentou complicações respiratórias: () Não () Sim
Se sim, Quais? _____

Pesquisa: Mapeamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície durante a tosse em pessoas com lesão medular espinal – uma proposta de diagnóstico funcional. Pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, sob número CAEE: 54825816.7.0000.5558

Nível da lesão medular: _____

Classificação da lesão, segundo a *American Spinal Injury Association* (ASIA):

- A** - Lesão Completa. Não existe função motora e sensitiva nos segmentos medulares abaixo da lesão, incluindo os segmentos sacrais;
- B** - Lesão Incompleta. Sensibilidade (total ou parcialmente) preservada com extensão através dos segmentos sacrais S4-S5, sem função motora abaixo do nível neurológico;
- C** - Lesão Incompleta. Função motora preservada abaixo do nível da lesão com a maior parte dos músculos-chave abaixo do nível neurológico apresentando um grau de força muscular menor que 3;
- D** - Lesão Incompleta. Função motora preservada abaixo do nível da lesão com a maior parte dos músculos-chave abaixo do nível neurológico apresentando um grau de força muscular maior ou igual a 3;
- E** - Função Normal.

4) TESTES DE FUNÇÃO PULMONAR:

Espirometria

Variáveis	Valor obtido	Previsto
VF ₁		
CVF		
PFE		
PFT		

Assinatura do avaliador

APÊNDICE B PUBLICAÇÃO DE ARTIGO COMPLETO NO XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA CBEB 2016

XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2016

PROPOSTA DE CLASSIFICAÇÃO AUTOMÁTICA DE TOSSE VOLUNTÁRIA PARA PESSOAS COM LESÃO MEDULAR

F. S. Macedo*, A. F. da Rocha**, S. R. M. Mateus***, G. H. R. Vaz**, C. J. Miosso**

*Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas, Faculdade de Medicina, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasil

***Curso de Fisioterapia, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasil
e-mail: macedosfelipe@gmail.com

Resumo: Pessoas com lesão medular apresentam tosse ineficaz em razão da paralisia dos músculos respiratórios. O presente artigo apresenta uma metodologia de avaliação da tosse por sinais de EMG e uma proposta de classificação automática da tosse voluntária por meio do monitoramento da respiração. As características correspondentes aos sinais adquiridos foram utilizadas para treinamento e validação na *Support Vector Machine* (SVM). O classificador foi capaz de detectar diferentes eventos do sistema respiratório, como tosse e respiração tranquila. Havendo melhor desempenho na especificidade em relação à sensibilidade. Entretanto, a relação entre essas variáveis demonstrou que o classificador poderá ter precisão de até 91% na classificação automática de tosse.

Palavras-chave: Tosse, classificação automática, lesão medular, monitoramento respiratório.

Abstract: *Patients with spinal cord injury can have ineffective cough due to palsy in the respiratory muscles. This paper presents a methodology for evaluating cough using electromyography signals, and a proposal for automatic classification of voluntary cough based on abdominal and thoracic pressures measurement. We used the variables associated to the acquired signals for training and validation of an algorithm in a Support Vector Machine (SVM). The classifier was capable of detecting different events in the respiratory system, such as cough and normal respiration, and the results showed better sensitivity than specificity. The results suggest that the classified has the potential to reach a precision of up to 91% in the automatic classification of cough.*

Keywords: *Cough, automatic classification, spinal cord injury, respiratory monitoring*

Introdução

A tosse voluntária é o principal mecanismo fisiológico de higiene brônquica, sendo concretizada pela ativação coordenada de músculos inspiratórios, bulbares e expiratórios [1]. Em indivíduos hígidos, esse mecanismo acontece de forma eficaz, em que a integridade das estruturas biológicas envolvidas, como

os músculos expiratórios, desencadeia aumento da pressão intra-abdominal que culmina na elevação do fluxo expiratório e consequentemente na eliminação de partículas estranhas das vias aéreas [2].

Em algumas disfunções clínicas, como na lesão medular, que invariavelmente compromete os músculos respiratórios, culminando com distúrbio ventilatório restritivo não parenquimatoso [3]. Isto repercute diretamente nas variáveis relacionadas à tosse voluntária eficaz [4], como a pressão expiratória máxima [5] e o pico de fluxo da tosse. Em indivíduos com lesão medular, sobretudo cervical [6], a tosse é ineficaz para higiene brônquica, em razão da paralisia dos músculos abdominais [7]. Entretanto, indivíduos com nível de lesão abaixo do quinto nível cervical, mesmo não podendo aumentar o fluxo expiratório acima de 370l/min, no entanto, possuem atividade elétrica na porção clavicular do músculo peitoral maior [8]. Esta atividade muscular nos indivíduos com lesão medular acontece com maior amplitude quando há intenção de tosse, mas ocorre em região não convencional quando comparada a indivíduos hígidos.

Essa condição, em paradoxo com a fisiologia da tosse compromete, além da função pulmonar, o movimento toracoabdominal, que na inspiração provoca atividade elétrica e contração do músculo diafragma [9]. Já na expiração tranquila ou forçada, músculos expiratórios, como o reto abdominal, permanecem com baixa atividade e dificultam o aumento da pressão intra-abdominal [10]. Todo esse contexto favorece retenção de secreções, surgimento de pneumonias, atelectasias e insuficiência respiratória, responsáveis pela maior frequência de internação e óbito em pessoas com lesão medular, principalmente nos primeiros 6 meses após a lesão [9].

Diante dessa problemática, evidências científicas [10] em consonância com dados epidemiológicos [11] demonstram recursos tecnológicos utilizando sinais de eletromiografia de superfície e estimulação elétrica funcional aplicadas às demandas relacionadas à função pulmonar dos indivíduos com lesão medular [11]. Nesse sentido, o objetivo deste trabalho é descrever uma metodologia de avaliação da tosse a partir de sinais de eletromiografia de superfície e para fins de uma

APÊNDICE C PUBLICAÇÃO DE ARTIGO COMPLETO EM PORTUGUÊS E INGLÊS NA REVISTA ACTA PAULISTA DE ENFERMAGEM NO ANO DE 2017

Revisão Sistemática

Novas perspectivas de fisioterapia respiratória em lesão medular - uma revisão sistemática

New perspectives for chest physical therapy in spinal cord injury - a systematic review

Felipe Soares Macedo¹

Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz²

Adson Ferreira da Rocha³

Cristiano Jacques Miosso³

Hellen Batista de Carvalho⁴

Sergio Ricardo Menezes Mateus^{2,3}

Descritores

Tosse; Modalidade de fisioterapia; Estimulação elétrica

Keywords

Cough; Physical therapy modalities; Electric stimulation

Submetido

6 de Setembro de 2017

Aceito

30 de Outubro de 2017

Autor correspondente

Felipe Soares Macedo
Campus Universitário Darcy Ribeiro,
70910-900, Brasília, DF, Brasil.
macedosfelipe@gmail.com

DOI

<http://dx.doi.org/10.1590/1982-0194201700077>



Resumo

Objetivo: Descrever e analisar parâmetros e efeitos da estimulação elétrica de superfície na função muscular respiratória de pessoas com lesão medular, sobretudo durante a tosse.

Métodos: Foi realizada uma revisão sistemática da literatura, com base no *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*. A busca foi realizada nas bases de dados *PubMed*, *PEDro* e *LILACS*, por meio dos seguintes descritores: "estimulação elétrica funcional", "eletroestimulação, estimulação elétrica", "tosse", "higiene brônquica", "quadriplegia", "lesão medular espinal", "tetraplegia" e "sujeito com tetraplegia" - em espanhol, inglês e português, sem restrição quanto ao ano de publicação. Foram incluídos artigos com amostra de indivíduos com lesão medular assistidos por estimulação elétrica com desfecho relacionado ao sistema respiratório, e foram excluídos artigos com ensaios invasivos de estímulo a tosse.

Resultados: Os 12 artigos incluídos revelam heterogeneidade nos protocolos de eletroestimulação da função expiratória, que podem incluir frequências de 30 a 50 Hz, com pulsos de 25 a 400 µs, aplicada por até oito eletrodos distribuídos pelos músculos expiratórios e acessórios. O tempo de aplicação também foi variável e a amplitude de corrente frequentemente estimada pela percepção do paciente, podendo chegar a valores superiores a 100mA.

Conclusão: Apesar de não ser possível estabelecer parâmetros rigorosos de fisioterapia por meio da estimulação elétrica, pela escassez e qualidade de estudos que comparem sistematicamente parâmetros de estimulação em subgrupos, foram observadas alterações positivas nas variáveis de função muscular respiratória avaliadas, como o pico de fluxo expiratório e de tosse, em pessoas com lesão medular cervical e torácica.

Abstract

Objective: To describe and analyze parameters and effects of surface electrical stimulation on the respiratory muscular function among individuals with spinal cord injuries, especially while coughing.

Methods: A systematic literature review was developed based on the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses. The search was conducted in the PubMed, PEDro, and LILACS databases, using the following descriptors: "functional electrical stimulation," "electrostimulation, electrical stimulation," "coughing," "bronchial hygiene," "quadriplegia," "spinal cord injury," "tetraplegia," and "individual with tetraplegia" - in Spanish, English and Portuguese, with no restrictions on year of publication. Inclusion criteria were: articles describing studies with samples of individuals with spinal cord injuries treated with electrical stimulation and outcomes related to the respiratory system. Articles containing studies with invasive cough stimulation trials were excluded.

Results: The 12 selected articles revealed the heterogeneity of electrostimulation protocols for expiratory function, which can include frequencies ranging from 30 to 50 Hz; pulse from 25 to 400 µs; applied in up to eight electrodes distributed across the expiratory and accessory muscles. Time of administration also varied, and the current amplitude was usually estimated by the patient's perception, reaching values higher than 100mA.

Conclusion: Even though the review did not find rigorous parameters for physical therapy using electrical stimulation, because of the shortage and low-quality of the studies that systematically compare stimulation parameters among subgroups, positive changes were observed in the assessed respiratory muscle function variables, such as peak expiratory and cough flow in individuals with cervical and thoracic spinal cord injury.

¹Faculdade de Medicina, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil.

²Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil.

³Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil.

⁴Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira, Recife, PE, Brasil.

Conflitos de interesse: não há conflitos de interesse a declarar.

Introdução

Historicamente, a lesão medular está associada a preocupantes taxas de incidência e prevalência. Nos Estados Unidos, por exemplo, ocorrem aproximadamente 11.000 novos casos por ano, e atualmente o país tem um contingente de até 288.000 pessoas vivendo com lesão medular espinal. Nesses casos, destacam-se, pela frequência, pelas sequelas e pelo ônus ao paciente e ao sistema de saúde, aqueles com lesões causadoras de tetraplegias completas.⁽¹⁾ No caso do Brasil, por outro lado, dados como esses ainda são desconhecidos, devido à ausência de um sistema eficaz de notificação, apesar das altas taxas de acidentes automobilísticos, que constituem a principal causa de lesão medular.

Além do desafiador impacto psíquico, social e econômico, a lesão medular espinal é caracterizada como uma complexa disfunção clínica e funcional, desencadeada pelo dano ao tecido nervoso medular, frequentemente por mecanismos traumáticos, como fratura-luxação de corpos vertebrais. Estes mecanismos invariavelmente repercutem com ampla e heterogênea alteração fisiológica, em que se destacam os prejuízos à função neuromotora – como a incapacidade de locomoção em detrimento da paralisia completa de membros, além de ineficaz força muscular respiratória para ventilação voluntária.^(1,2) De acordo com dados do *National Spinal Cord Injury Statistical Center*, mudanças nos últimos 40 anos dos paradigmas de assistência e reabilitação favoreceram a taxa de sobrevivência e de expectativa de vida das pessoas com lesão medular. No entanto, vale destacar que as complicações do sistema respiratório ainda correspondem às principais causas de internações, reinternações e óbitos de pessoas com lesão medular, totalizando mais de 20% das causas de morte que ocorrem, sobretudo, nos primeiros 6 meses após a lesão.^(2,3)

Esse cenário pode estar relacionado às alterações mecânicas respiratórias, desencadeadas pelo aumento do tônus brônquico, que associado à fraqueza e/ou paralisia da musculatura respiratória culminam em distúrbio restritivo não parenquimatoso.⁽³⁾ A paralisia dos músculos respiratórios produz prejuízos para a função pulmonar, que, devido à incapacidade de gerar contrações musculares eficazes, afetam o volume inspiratório, o pico de fluxo da tosse e a pressão expiratória máxima.

Isso torna a tosse ineficiente para higiene brônquica, sendo um fator de risco para a atelectasia, para a infecção respiratória e para a insuficiência respiratória, instalando o cenário ideal para vulnerabilidade à internações e óbito.⁽⁴⁻⁸⁾

Nesse contexto, intervenções terapêuticas são indispensáveis para auxiliar a mecânica muscular respiratória e restabelecer funções diretamente relacionadas à eficiência da tosse, bem como para manter vias áreas pérvias e promover a higiene brônquica.⁽⁹⁻¹¹⁾ Dentre algumas possibilidades de tratamento, condutas e recursos fisioterapêuticos têm se destacado pela capacidade de promover contrações musculares artificiais a partir da aplicação de estímulos elétricos de superfície nos músculos respiratórios. A modulação de parâmetros de estimulação elétrica pode gerar pressão intermitente nos músculos respiratórios paralisados, que, a partir disso, pode contribuir com o aumento da pressão intra-abdominal e repercutir no pico de fluxo de tosse, semelhantemente ao mecanismo fisiológico de higiene brônquica.⁽¹²⁻¹³⁾

Em consonância com a problemática exposta, o objetivo desta revisão sistemática da literatura (RSL) consiste em identificar e descrever parâmetros e efeitos da estimulação elétrica de superfície na função muscular respiratória, sobretudo durante a tosse, de indivíduos com lesão medular espinal.

Métodos

Foi realizada uma revisão sistemática da literatura (RSL) baseada no *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA), organizada e conduzida de forma independente por dois pesquisadores experientes no tema - disfunção muscular respiratória (tosse voluntária), estimulação elétrica de superfície e lesão medular espinal.⁽¹⁴⁾

Busca e identificação dos artigos

A busca eletrônica foi realizada por dois pesquisadores com experiência no tema, de forma independente, havendo um terceiro avaliador à disposição em caso de divergências entre os resultados. Essa etapa abrangeu a biblioteca da Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS), e bases de dados como

Medical Literature Analysis and Retrieval System Online (MedLine/PubMed) e *Physiotherapy Evidence Database* (PEDRo). Sendo propostos descritores em Espanhol, Inglês e Português, a princípio de acordo com a lista de Descritores em Ciências da Saúde (DeCS), e por seguinte foram acrescentadas outras palavras-chave frequentemente encontrados em artigos da temática.

Foram utilizados como descritores na língua portuguesa as expressões “estimulação elétrica funcional”, “eletroestimulação”, “estimulação elétrica”, “tosse”, “higiene brônquica”, “quadriplegia”, “lesão medular espinal”, “tetraplegia” e “tetraplégico”. No idioma inglês foram contemplados os termos “*functional electric stimulation*”, “*electrostimulation*”, “*electrical stimulation*”, “*cough*”, “*mucociliary clearance*”, “*quadriplegia*”, “*spinal cord injury*”, “*tetraplegia*” e “*tetraplegic*”. Para pesquisas publicadas em espanhol, foram atribuídas as palavras-chave “*estimulación eléctrica funcional*”, “*electroestimulación*”, “*estimulación eléctrica*”, “*tos*”, “*higiene bronquial*”, “*cuadriplejía*”, “*traumatismos de la médula espinal*”, “*tetraplejía*” e “*tetraplégico*”.

A equação de busca foi elaborada, a partir da combinação dos operadores *OR* e *AND*, conforme as características de cada base de dado. Na base *Pubmed* e na biblioteca LILACS a pesquisa foi realizada no campo de “pesquisa avançada” (do inglês *advanced search*). Enquanto na base *PEDro* a busca foi realizada por meio do campo “busca simples” (do inglês *simple search*), “forma básica”. A busca foi realizada no período de maio a dezembro de 2016 e atualizada em agosto de 2017. Além da busca eletrônica, foi realizada uma busca manual a partir das referências dos artigos encontrados nas bases eletrônicas, também foi realizada uma ampla busca na BCE/UnB - Biblioteca Central da Universidade de Brasília, a partir de periódicos impressos, trabalhos de conclusão de curso, dissertações e teses.

Seleção das evidências

Para atingir o objetivo proposto, foi elaborada uma pergunta com base na estratégia (*Patient Intervention Comparison Outcome*) PICO: Quais parâmetros e efeitos da estimulação elétrica de superfície utilizados para assistência fisioterapêutica de indivíduos com lesão medular?

Os artigos encontrados na busca eletrônica e manual foram previamente analisados pelo título e resu-

mo. Como na etapa de busca, está análise também foi conduzida por dois pesquisadores com experiência no tema, de forma independente, havendo um terceiro avaliador à disposição em caso de divergências entre os relatórios de busca. Os artigos encontrados nas buscas eletrônica e manual foram confrontados, com o objetivo de identificar possíveis duplicidades intra e entre as bases de dados, como entre as estratégias de busca.

Critérios de inclusão e exclusão

Foram encaminhados para a sumarização de dados, por meio da leitura e análise plena dos artigos, em um quadro previamente estruturado (Quadro 1), evidências com amostra composta por humanos com lesão medular espinal, publicadas nos idiomas inglês, português e espanhol, cujas variáveis de intervenção correspondessem a estimulação elétrica de superfície e as variáveis de desfecho clínico fossem atribuídas à função respiratória, como, pico de fluxo expiratório e tosse, capacidade vital e volume corrente. No entanto, os artigos encontrados que não estavam em consonância com esses critérios foram eliminados. Dentre estes, foram excluídos estudos de revisão bibliográfica, revisão sistemática e semelhantes, além de artigos não indexados ou indisponíveis na íntegra em biblioteca, bases, e plataformas de dados pesquisadas. Também foram excluídos estudos com amostra com indivíduos sob ventilação mecânica, ventilação não-invasiva, submetidos a quaisquer intervenções invasivas de estímulo à tosse e cujas variáveis de desfecho não representassem a função muscular respiratória ou pulmonar.

Sumarização dos dados

A sumarização dos dados contemplou a extração dos dados a seguir: autores e ano de publicação das evidências, características da amostra, instrumentos e/ou equipamentos de avaliação dos efeitos da estimulação elétrica de superfície na função muscular respiratória, e por fim, os desfechos pertinentes à intervenção terapêutica da estimulação elétrica na função respiratória da amostra de pessoas com lesão medular avaliada.

Avaliação da qualidade metodológica

Em decorrência da trajetória metodológica dos artigos incluídos, o rigor metodológico foi realizado por dois instrumentos distintos. No caso de ensaio clínico alea-

Quadro 1. Evidências selecionadas com descrição dos parâmetros e efeitos da estimulação elétrica de superfície para estímulo da tosse em pessoas com lesão medular espinal

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias avaliadas	Parâmetros de eletroestimulação	Desfechos na função respiratória
Linder S H., (1993) ¹⁷	8 sujeitos do sexo masculino Classificação: traumática e completa Nível: C4 - 5	Variáveis de função pulmonar e pressão expiratória máxima (PEMax) basais e com estimulação elétrica na posição supina.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional (FES) Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 µs Duração do pulso: 2-3 s Amplitude: 100% Tempo on/off: - Subida: 0s Onda: assimétrica bifásica Tempo: Até 30 min Eletrodos: 4 - 8 eletrodos na parede abdominal	Aumento médio de 33 cm H2O na PEmax quando aplicado eletroestimulação em relação aos valores basais. Não houve diferença em reação ao uso de cinta e da posição do sujeito.
Jaeger R J. et al., (1993) ¹⁸	14 sujeitos do sexo masculino e 5 do sexo feminino Classificação: completa e incompleta Nível: C4 - 7	Pico de fluxo expiratório (PFE) basal, manual e durante a eletroestimulação.	Modalidade: Estimulação elétrica Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 µs Duração do pulso: 0,75s Amplitude: até 110 V Tempo on/off: - Subida: - Onda: - Tempo: Até 30 min. Eletrodos: Autoadesivos, redondos com 7,62 cm e no abdômen	A eletroestimulação aumentou significativamente o PFE, atingindo o máximo de 230 L/min ± 64 L/min, no entanto apresentou valores inferiores à tosse manualmente assistida.
Sorli J. et al., (1996) ¹⁹	1 sujeito do sexo feminino com LM Classificação: traumática e completa Nível: C6 - 7	Volume do tronco (peito e no tórax) por sistema de rastreamento óptico, aferido na posição supina antes e durante a eletroestimulação.	Modalidade: Estimulação elétrica Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 25 -300 µs Duração do pulso: 1s Amplitude de corrente: 20-100 mA Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: 2 x 1 min Eletrodos: par de eletrodos retangular (3 x 8 cm) no abdômen, ao longo da linha média (6 cm acima e o segundo 5 cm abaixo do umbigo).	O volume do tórax variou com a eletroestimulação que pode sugerir aumento do volume corrente.
Zupan A. et al., (1997) ²⁰	14 sujeitos (11 do sexo masculino e 3 do sexo feminino) Classificação: completa e incompleta Nível: C4 - 7	Capacidade vital forçada (CVF) e volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF ₁) avaliados antes e após o protocolo na posição sentada e supina. E eletroestimulação associada ao treinamento muscular foi aplicado por um fisioterapeuta e pelo paciente.	Modalidade: Estimulação elétrica Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 µs Duração do pulso: 0,75 s Amplitude de voltagem: até 110 V Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: 20 - 30 min. Eletrodos: 4 eletrodos no abdômen	Aumento médio de 19% na CV na posição sentada e 17,5% na posição supina. Aumento médio no VEF ₁ , 20,5% na posição sentada e 16% na posição deitada. Após um mês sem aplicação do protocolo o aumento médio foi de 9,5% da CVF e 7% de VEF ₁ .
Cheng et al., (2006) ²¹	Grupo ensaio: 13 sujeitos (11 do sexo masculino e 2 do sexo feminino) Nível: C4 - 7 Classificação: completa Grupo controle: 13 sujeitos (10 do sexo masculino e 3 do sexo feminino) Nível: C4 - 7	Variáveis de função pulmonar aferidos na posição supina antes e após (3 semanas, 3 meses e 6 meses) cada protocolo (protocolo de fisioterapia versus protocolo de fisioterapia associada a estimulação).	Modalidade: Estimulação elétrica neuromuscular Frequência: 30 Hz Largura do Pulso: 300 µs Duração do Pulso: - Amplitude de corrente: 0 - 100 mA Tempo on/off: 4s/4s Onda: onda bifásica simétrica Subida: 0,5 s Tempo: 30 min Eletrodos: dispostos nos pontos motores da porção clavicular do peitoral bilateral e nos músculos abdominais (3 cm acima do umbigo)	As variáveis de função pulmonar, como capacidade vital, capacidade vital forçada, volume expiratório forçado em 1 segundo e pico de fluxo melhoraram após a intervenção fisioterapêutica, no entanto estes dados foram mais favoráveis quando a conduta fisioterapêutica foi atrelada a eletroestimulação. Após 6 meses concluiu que 6 dos 13 indivíduos do grupo controle apresentaram complicações pulmonares, enquanto no grupo experimental apenas 1. Ainda no grupo tratado apenas com fisioterapia um sujeito foi à traqueostomia e ventilação invasiva.
Golle et al., (2006) ²²	4 sujeitos (3 do sexo masculino e 1 do sexo feminino) Classificação: completa	Pico de fluxo de tosse (PFT) e volume corrente (VC) aferidos na posição sentada ou supina, durante a respiração tranquila e a tosse estimuladas por meio de um eletroestimulador controlado por um algoritmo de identificação de fluxo respiratório.	Modalidade: Estimulação elétrica Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 100 - 400 µs Duração do Pulso: - Amplitude de corrente: 30-100 mA Tempo on/off: - Onda: Monofásica equilibrada Subida: - Tempo: - Eletrodos: 4 no reto abdominal, 2 no transverso abdominal (retangulares de 33 mm x 53 mm), 2 no externo e 2 no interno oblíquo (redondos com 50 mm)	A estimulação elétrica automatizada aumentou em até 71% o VC e 54% o PFT com a estimulação. O volume apresentou a melhor variação de 0,35 L para 0,6 L e a menor diferença de 0,32L para 0,35L respectivamente. Enquanto a melhor taxa de variação da tosse foi de 2,2 L/s para 3,4 L/s com estimulação.

continua

Novas perspectivas de fisioterapia respiratória em lesão medular - uma revisão sistemática

continuação

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias avaliadas	Parâmetros de eletroestimulação	Desfechos na função respiratória
Spivak et al., (2007) ²²	10 sujeitos do sexo masculino Nível: C4 - 7 Classificação: completa.	Variáveis de função pulmonar avaliadas: sem assistência, com fisioterapia manual, com eletroestimulação pelo cuidador, com eletroestimulação pelo paciente e estimulação ativada por sinais de EMG aferidos na posição supina.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 µs Duração do pulso: - Amplitude de corrente: 0 - 100 mA Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: - Eletrodos: 4 eletrodos à esquerda e 4 à direita do abdôm	O pico de fluxo expiratório, a capacidade vital forçada e a ventilação voluntária máxima aumentaram seus valores em todas as forças de assistências, exceto na eletroestimulação autoaplicada pelo paciente. A fisioterapia manual apresentou o melhor desempenho quando comparada as outras formas de assistência a tosse.
Golle et al., (2008) ²⁴	4 sujeitos (3 do sexo masculino e 1 do sexo feminino) Nível: C4 - 6 Classificação: completa	Pico de fluxo de tosse (PFT), volume corrente (VC), volume de reserva expiratório (VRE), ventilação minuto (VM), frequência respiratória e pressão parcial de CO ₂ no ar expirado aferidos na posição sentada durante a respiração tranquila e tosse eletroestimulada automaticamente por meio de um controlador de fluxo respiratório.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 400 µs Duração do pulso: - Amplitude de corrente: 30 - 100 mA Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: - Eletrodos: 8 eletrodos autoadesivos distribuídos em 2 pares no músculo reto abdominal, 1 par no músculo transverso abdominal e 1 no músculo externo e 1 no interno oblíquo abdominal	Foi observado aumento de até 50% no número de tosse durante a eletroestimulação, com aumento do PFT em todos os sujeitos, sendo o aumento máximo de 0,49 L/s (p < 0,05). VC variou até + 0,23L. A capacidade vital forçada melhorou até + 0,49 L/s. E o PFT melhorou em todos os sujeitos avaliados. O VC também aumentou em todos os participantes. As demais variáveis avaliadas apresentaram dados heterogêneos.
Butler et al., (2010) ²⁵	11 sujeitos (8 do sexo masculino e 3 do sexo feminino) Nível: C3 - T6 Classificação: completa e incompleta	Capacidade inspiratória (CI), capacidade vital (CV), capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado em 1 segundo (VEF1) aferidos na posição sentada durante a tosse com a glote ocluída com e sem eletroestimulação. A estimulação foi controlada e disparada automaticamente em 6 sujeitos e autocontrolada por 5.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: - Duração do pulso: 1 s Amplitude de corrente: 50-350 mA Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: 3 aplicações Eletrodos: 2 pares de eletrodos (4 x 18 cm) bilateralmente localizados na porção latero-posterior do tronco	As variáveis de função pulmonar aumentaram nos indivíduos submetidos a estimulação elétrica durante a tosse. O pico de fluxo de tosse aumentou em 36%, enquanto o fluxo expiratório médio 80% e volume pulmonar expirado 41%. A oclusão da glote durante as manobras também contribuiu para melhoras as variáveis de função pulmonar, no entanto, os melhores resultados foram evidenciados quando a eletroestimulação foi aplicada automaticamente pelo sistema.
McLachlan et al., (2013) ²³	12 sujeitos (11 do sexo masculino e 1 do sexo feminino) Nível: C3 - 6 Classificação: completa e incompleta	Capacidade vital forçada (FVC), volume exalado forçado em 1 segundo (VEF1), pico de fluxo expiratório (PFE), pressão expirada máxima (PEMax), capacidade vital forçada (CVF), volume exalado forçado em 1 segundo (VEF1), aferidos durante a tosse voluntária antes, durante e após um programa de reabilitação muscular respiratória por meio de estimulação elétrica funcional.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional Frequência: 30 Hz Largura do Pulso: 50 µs Duração do pulso: - Amplitude de corrente: 0-120 mA Tempo on/off: - Onda: Bifásica Subida: - Tempo: 6 semanas, 5 dias por semana, 11 - 230 min Eletrodos: 8 eletrodos autoadesivos distribuídos em 2 pares no músculo oblíquo abdominal (bilateral) e 2 pares no músculo reto abdominal	A estimulação não produziu contrações vigorosas em todos os sujeitos, como também não foi suportada por todo grupo avaliado. As repercussões do protocolo na função pulmonar foram heterogêneas, sendo encontradas discretas alterações positivas no pico de fluxo de tosse, na pressão expiratória máxima e no volume corrente durante o treinamento. No entanto, após o treinamento não foi encontrada significância estatística no VEF1, na relação VEF1 / CVF e no PFE.
McBain et al., (2013) ²⁶	Grupo A: 7 sujeitos (11 do sexo masculino) Nível: C4 - T5 Classificação: completa e incompleta Grupo B: 8 sujeitos (do sexo masculino) Nível: C4 - 7 Classificação: completa	Capacidade inspiratória (CI), capacidade vital (CV), capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado em 1 segundo (VEF1), pico de fluxo expiratório (PFE) aferidos na posição sentada durante o estado basal, a tosse voluntária, e na fase expulsiva da tosse ambas submetidas a estímulos elétricos.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: - Duração do pulso: 3 s Amplitude de corrente: até 250 mA Tempo on/off: - Subida: - Tempo: 6 semanas, 5 dias por semana (5 séries de 10 tosse por dia) Eletrodos: 2 eletrodos (5 x 18 cm) bilateralmente localizados na porção latero-posterior do abdômen	A estimulação melhorou a tosse aguda nos pacientes com lesão medular alta. Durante a tosse voluntária, a estimulação da tosse aumentou de 50% no PFE. Após 6 semanas de treinamento da tosse, houve aumento significativo do PEF (3,1 ± 0,1 a 3,6 ± 0,1 L/s) e do fluxo expiratório da tosse durante a tosse voluntária não estimulada, nos sujeitos avaliados. As medidas da função pulmonar melhoraram após o treinamento. O FEV1 aumentou de 1,3 ± 0,1 para 1,4 ± 0,1 L (P = 0,002), o FVC aumentou de 1,7 ± 0,2 para 1,9 ± 0,2 L (P = 0,03), o PEF aumentou de 2,1 ± 0,1 para 2,4 ± 0,2 L / s (P = 0,03), o VC aumentou de 1,5 ± 0,1 para 1,8 ± 0,1 L (P = 0,009) e IC aumentou de 1,4 ± 0,1 para 1,6 ± 0,1 L (P = 0,04).

continua

continuação

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias avaliadas	Parâmetros de eletroestimulação	Desfechos na função respiratória
McBain et al., (2015) ⁶⁷	7 sujeitos Nível: C4 - 7 Classificação: completa e incompleta	Variáveis de função pulmonar aferidas na posição sentada durante o estado basal, a tosse voluntária, e na fase expulsiva da tosse ambas submetidas a estímulos elétricos.	Modalidade: Estimulação elétrica funcional Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: - Duração do pulso: 1 s Amplitude de corrente 50 - 360 mA Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: - Eletrodos: 2 pares de eletrodos (4 x 18 cm) bilateralmente localizados na porção latero-posterior do abdômen	O maior percentual de pacientes submetidos à estimulação elétrica durante a tosse aumentaram o fluxo tosse simultaneamente ao aumento da amplitude da corrente aplicada. O pico de fluxo de tosse atingiu $4,0 \pm 0,4$ L/s com parâmetros de 80 a 240 mA e foi significativamente maior do que na tosse voluntária sem eletroestimulação que apresentou $2,2 \pm 0,1$ L/s, $p < 0,05$. O volume expiratório total também foi maior durante a estimulação atingindo 2,1 L enquanto sem estimulação 1,3 com os mesmos parâmetros.

LME - Lesão medular espinal, C - a nível de lesão cervical, Pressão expiratória máxima - PEmax; Não informado (-); Pico de fluxo expiratório - PFE; FES - Estimulação elétrica funcional (do inglês Functional Electrical Stimulation); Hz - abreviação de hertz, unidade de medida equivalente a um ciclo por segundo; μ - símbolo de micron, unidade de comprimento que equivale a 1/1000000 de um metro; s - abreviação de segundos, unidade de medida de tempo; mA - abreviação de miliampères, unidade de medida de corrente elétrica que equivale a um milésimo de ampère, Min - abreviação de minutos, unidade de medida de tempo, correspondente a 60 segundos; V - abreviação de volts, unidade de medida de diferença de potencial.

tório foi utilizada a escala de avaliação da *Physiotherapy Evidence Database* (PEDro).⁽¹⁵⁾ Enquanto em artigos de estudos observacionais foi aplicado o *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (STROBE).⁽¹⁶⁾ A sumarização dos dados e avaliação metodológica também seguiram critérios de avaliação independente, sendo realizadas por dois pesquisadores com experiência no tema, com a disponibilização de um terceiro avaliar no caso de eventuais divergências. No entanto, em nenhuma das etapas descritas foi necessária a participação do terceiro avaliador.

Resultados

A trajetória pertinente à busca, seleção, elegibilidade e inclusão das evidências científicas relacionadas aos efeitos e parâmetros da estimulação elétrica de superfície na função respiratória de pessoas com lesão medular pode ser visualizada no fluxograma da figura 1.

Conforme as estratégias estabelecidas 74 arquivos foram encontrados na base *PEDro*, 44 no *PubMed* e nenhum nos demais, totalizando 118 achados. Enquanto a busca manual obteve 4 documentos pertinentes ao tema, sendo dois artigos publicados no período anterior a 1993. Posteriormente, foi investigada a existência de duplicidade entre os achados, sendo encontradas 22 duplicidades entre as bases. Ao final 100 artigos foram considerados supostamente relacionados à pergunta da pesquisa, no entanto 72 não foram selecionados em razão dos critérios de elegibilidade. A razão para essa exclusão foi o fato de que, apesar da estratégia de busca utilizada tentar selecionar documentos potencialmente elegíveis, muitas evidências não

atendem aos critérios de inclusão. Por exemplo, artigos com ensaios realizados em animais foram eliminados em decorrência dessa revisão sistemática incluir pesquisas restritas à amostra composta por humanos. Enquanto das 28 evidências incluídas para avaliação plena, 16 foram excluídos em razão da incompatibilidade com os critérios de elegibilidade citados no fluxograma da figura 1. De forma detalhada, as razões de exclusão correspondem a estudos conduzidos em indivíduos sob ventilação mecânica invasiva ou ventilação não-invasiva. Foram também excluídos estudos realizados a partir de intervenções invasivas de estímulo à tosse, como estimulação elétrica epidural, bem como artigos de revisão e ainda dois dos 28 artigos foram publicados no período anterior a 1993. No caso destes dois artigos, a Biblioteca Central da Universidade de Brasília solicitou, via e-mail, a versão completa, mas não foi obtida resposta. Além disso, um desses dois era uma carta ao autor, de forma que de qualquer forma seria excluído com base no critério anterior.

Concluído o processo de elegibilidade, 12 artigos foram incluídos para sumarização dos dados e avaliação da qualidade metodológica. Nesse sentido, as evidências extraídas contêm artigos no idioma inglês, publicados entre os anos de 1993 e 2015 e majoritariamente com desenho observacional. Estes artigos apresentam heterogênea amostra em relação ao nível (cervical e torácico) e classificação da lesão medular espinal, tempo de lesão, gênero e idade. Em relação aos protocolos de avaliação e intervenção fisioterapêutica por meio de estimulação elétrica de superfície também foi constatada variabilidade.

A função muscular respiratória foi aferida por medidas de função pulmonar, pelo pico de fluxo de tos-

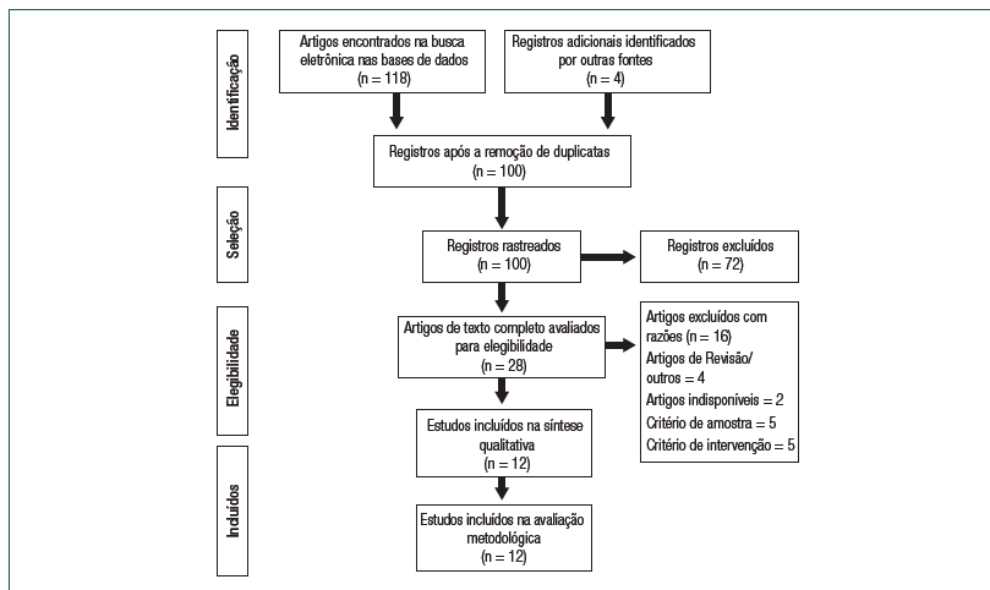


Figura 1. Fluxograma da seleção de evidências baseado nas diretrizes do PRISMA

Tabela 1. Avaliação do rigor metodológico pelo *STROBE* estudos observacionais de estimulação elétrica para assistência a tosse em indivíduos com lesão medular espinal

Artigo	Itens <i>STROBE</i>																						Total de Itens
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	
Linder S H., (1993) ⁽¹⁾	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	1	0	11/22
Jaeger R J. et al., (1993) ⁽¹⁴⁾	0	1	0	1	0	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	1	0	13/22
Sotiri J. et al., (1996) ⁽¹⁰⁾	0	1	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1	0	13/22
Colle et al., (2006) ⁽²¹⁾	0	1	1	1	0	0	0	1	0	0	1	0	1	1	1	0	0	1	0	1	1	0	11/22
Spivak et al., (2007) ⁽¹³⁾	1	1	1	1	0	0	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	0	13/22
Colle et al., (2008) ⁽²⁴⁾	0	1	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	14/22
Butler et al., (2010) ⁽²⁵⁾	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1	14/22
McLachlan et al., (2013) ⁽²¹⁾	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	0	16/22
McBain et al., (2015) ⁽²⁷⁾	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1	14/22

0 - Não apresenta o item preconizado; 1 - Apresenta o item preconizado; O percentual refere-se ao valor total obtido nos itens avaliados, sendo 100% correspondentes a 22 itens

Tabela 2. Avaliação do rigor metodológico pela escala de *PEDro*: ensaio clínico de estimulação elétrica na assistência a tosse em indivíduos com lesão medular espinal

Artigo	Itens da escala de <i>PEDro</i>											Pontuação total
	1*	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Zupan A. et al., (1997) ⁽²⁸⁾	*	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	2/10
Cheng et al., (2006) ⁽²¹⁾	*	1	0	1	0	0	0	1	0	1	1	5/10
McBain et al., (2013) ⁽²⁴⁾	*	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	2/10

0 - Não apresenta o critério preconizado; 1 - Apresenta o critério preconizado; *Critério não pontuado segundo as recomendações da escala *PEDro*

se ou expiratório e pela pressão expiratória máxima. Estas medidas permitem observar que o desempenho basal dos indivíduos avaliados apresentaram valores abaixo do previsto. Os parâmetros de eletroestimulação aplicados, detalhados no quadro 1, mostram

que o recurso utilizado em diferentes modalidades e modulações, com amplitude de corrente de até 360 miliampère (mA), foi capaz de alterar positivamente as variáveis de função muscular respiratória avaliadas, como o pico de fluxo de tosse (Tabelas 1 e 2).

Discussão

As evidências encontradas nesta revisão atestam que a intervenção fisioterapêutica, por meio da eletroestimulação de superfície, pode melhorar a função muscular respiratória dos indivíduos com diferentes níveis e complexidade de lesão medular espinal, com repercussões em curto, médio e longo prazo, inclusive na prevenção de complicações respiratórias graves, como a pneumonia.^(9,12,17, 21,27)

Em relação à amostra incluída nos ensaios, os estudos que mencionaram a idade dos pacientes demonstram panorama semelhante as estatísticas de centro especializados no acompanhamento de pessoas com lesão medular. A maioria dos acometidos por lesão medular está na faixa de idade da população economicamente ativa, nesta revisão os indivíduos apresentam idade entre 16 e 60 anos, com predominância do sexo masculino e com etiologia frequentemente relacionada a trauma.⁽¹⁷⁻²⁷⁾ Essas características corroboram com pesquisas realizadas no Estados Unidos da América, em alguns países da Europa e no Brasil.^(2,28,29,30)

As evidências avaliadas atestam que variáveis de função pulmonar, muscular respiratória e de tosse, como - capacidade vital (CV), volume expiratório forçado (VEF₁), pressão expiratória máxima (PE-Max), pico de fluxo expiratório (PFE) e de tosse (PFT), utilizadas para classificação da amostra e avaliação dos protocolos de intervenção, apresentam valores abaixo do previsto, no entanto sem presença de morbidade parenquimatosa.⁽¹⁷⁻²⁷⁾ Diante de perfis clínicos complexos, que incluem, além da atenção global à função musculoesquelética, cuidados com a função muscular respiratória e pulmonar as intervenções por meio de estímulos elétricos em pacientes com lesão medular são classicamente conhecidas na arsenal de competências do profissional de fisioterapia. No entanto, a utilização de estímulos elétricos, como as condutas fisioterapêuticas para reabilitação foram modificados como mostram as evidências de assistência fisioterapêutica reunidos nos últimos 30 anos.⁽³¹⁻³³⁾

Os protocolos de eletroestimulação de superfície à função pulmonar e à tosse incluem diferentes modalidades de corrente, sendo as mais citadas nos

estudos primários avaliados, a estimulação elétrica funcional (FES, do inglês *Functional Electrical Stimulation*) e a estimulação neuromuscular funcional (NMES, do inglês *NeuroMuscular Electrical Stimulation*).⁽¹⁷⁻²⁷⁾ Em relação aos efeitos dos protocolos analisados constatou-se que diferentes modulações de eletroestimulação podem produzir contração muscular artificial e consequentemente aumentar a pressão intra-abdominal e produzir repercussões, como o aumento do pico de fluxo expiratório, melhor função muscular e pulmonar em indivíduos com lesões medulares crônicas e agudas, com diferentes níveis de lesão (do terceiro nível cervical (C3) ao décimo segundo torácico (T12) e classificação (completa e incompleta).

Alguns estudos mostram eletroestimulação de superfície em pacientes com lesão medular espinal em ventilação mecânica invasiva, mas não se trata do objetivo desta revisão. No entanto, em pacientes com lesão medular espinal, hemodinamicamente estáveis, entre os níveis cervicais a torácicos, mesmo livres de ventilação invasiva ou não-invasiva é recomendada a aplicação imediata de estimulação elétrica de superfície nos músculos abdominais expiratórios. Esta recomendação é respaldada pela presença de precoce sintomatologia de disfunção muscular expiratória em detrimento da paralisia muscular respiratória.⁽¹⁷⁻²⁷⁾

O tempo de intervenção pode variar conforme o desempenho muscular respiratório do indivíduo com lesão medular, sendo indispensável a avaliação longitudinal da função muscular respiratória e dos sintomas clínicos relacionados às infecções respiratórias. Nesse sentido, existem propostas de intervenção e acompanhamento no período de até 6 meses, neste acompanhamento, verifica-se, além de melhores níveis nas variáveis de função muscular respiratória e pulmonar, como o pico de fluxo expiratório, a redução na frequência de infecções respiratórias nos pacientes submetidos à estimulação elétrica nos músculos expiratórios.^(21,26)

A aplicação da eletroestimulação não invasiva para fins de tratamento da função muscular respiratória é recomendada por meio de eletrodos de superfície localizados em músculos expiratórios e acessórios, como o reto e oblíquo abdominal, dentre outros, como descritos no quadro 1. Foram usados eletrodos com dife-

rentes formatos (redondos, retangulares e quadrados), dimensão e número, sendo a localização determinada com maior precisão por eletrodiagnóstico dos pontos motores. Já o meio utilizado para contato entre o eletrodo e a pele, e consequente para condução de corrente elétrica do equipamento para fibra neuromotora foi o gel condutor à base de água. E apesar do fluxo da corrente ser preferencialmente em trajetos com menor impedância, não foram relatados preparados antecedentes à colocação dos eletrodos, como tricotomia e assepsia local.⁽¹⁷⁻²⁷⁾

O posicionamento dos pacientes durante os processos de avaliação e intervenção eletroterapêutica revelou a preferência entre as posições supinas e/ou sentadas, o que pode estar relacionado a diversos fatores, como classificação da lesão medular, função pulmonar, nível de independência funcional e autonomia do paciente. Além disso, outros parâmetros apresentam maior relevância e notoriedade quando se trata de modalidades eletroterapêuticas, como no caso da dosimetria aplicada para assistência muscular respiratória.⁽¹⁷⁻²⁷⁾

Nos parâmetros de dosimetria identificados para promover contração funcional para função respiratória houve predominância de frequências de 30 a 50 Hz, geralmente associadas a 300 μ s de largura de pulso e amplitude de corrente de até 350 mA. Correntes com estas características são capazes de estimular fibras profundas e de maior limiar. A amplitude da corrente foi estimada pela contração visível ou pela sensibilidade de cada paciente.⁽¹⁷⁻²⁷⁾ A modulação da frequência está relacionada ao recrutamento da fibra muscular, e consequentemente ao condicionamento da contração, sendo em faixas superiores a 30 Hz possível gerar estímulos nas fibras de contração rápida e lenta.^(34,35)

Outras variáveis relevantes foram frequentemente omitidas nos estudos avaliados. Alguns exemplos são a forma de onda de corrente e o tempo de subida, este definido como o intervalo necessário para se obter a amplitude final dos pulsos de corrente. Apenas um estudo relatou este tempo (no caso, de 0,5 segundo), juntamente com os tempos de *on* (contração) e *off* (repouso), identificados respectivamente como 4 segundos cada.⁽²¹⁾

A aplicação de faixas de frequência entre 30 Hz e 50 Hz associada à largura de pulso média de 300 μ s

demonstrou que essa experiência obteve aumento do pico de fluxo expiratório e menor ocorrência de infecções pulmonares em relação ao grupo tratado sem eletroestimulação.⁽¹⁷⁻²⁷⁾ Esses parâmetros podem estar associados ao condicionamento de contração muscular respiratória intermitente que promove pressão aumento da pressão intra-abdominal semelhante ao mecanismo fisiológico de respiração e tosse.

É imprescindível esclarecer que os estudos incluídos apresentam fragilidades metodológicas, sendo o desempenho mensurado apresentado nas tabelas 1 e 2, que correspondem aos estudos observacionais e ensaios clínicos aleatórios, respectivamente. Cabe ressaltar que nenhum dos estudos realizou cálculo amostral, critério preconizado para pesquisas bem conduzidas. Os estudos também não mencionaram a fonte de financiamento e as medidas adotadas para evitar potenciais vieses. Estes pontos fragilizam conclusões precisas a respeito da intervenção fisioterapêutica por meio de eletroestimulação de superfície para assistência respiratória em pessoas com lesão medular. Neste sentido, novos ensaios clínicos randomizados, seguindo recomendações de delineamento apropriado, deverão ser realizados para melhor elucidação dos efeitos da eletroestimulação de superfície sobre a função pulmonar e em relação às complicações respiratórias nos pacientes com lesão medular.

Conclusão

As evidências avaliadas revelam que a estimulação elétrica de superfície é uma alternativa para intervenção fisioterapêutica capaz de alterar e melhorar o desempenho de variáveis da função muscular respiratória, pulmonar e de tosse em pessoas com lesão medular espinal. No entanto, apesar dos resultados majoritariamente positivos, não se pode afirmar que eletroestimulação de superfície na função respiratória do contingente acompanhado apresenta resultados superiores a condutas fisioterapêuticas tradicionais, como a assistência fisioterapêutica manual para condicionamento da pressão intra-abdominal. Diante dos achados, os autores encorajam novas pesquisas em torno do tema.

Agradecimentos

Os autores agradecem a bolsa de fomento da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa produtividade.

Colaborações

Macedo FS, Paz CCSC, Rocha AF, Miosso CJ, Carvalho HB e Mateus SRM contribuíram com a concepção e desenho do estudo, análise e interpretação de dados para o trabalho, redação do artigo, revisão crítica relevante do conteúdo intelectual e aprovação final da versão a ser publicada.

Referências

1. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular. Brasília (DF): Ministério da Saúde; 2015.
2. National Spinal Cord Injury Statistical Center. Complete public version of the 2016 annual statistical report for the spinal cord injury model systems. Birmingham: National Spinal Cord Injury Statistical Center; 2016.
3. Singh A, Tetreault L, Kalsi-Ryan S, Nouri A, Fehlings MG. Global Prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury. *Clin Epidemiol.* 2014; 6(2014):309-31.
4. Lee SY, Cho KJ. A study on the cough augmentation using a belt-driven assistive. *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* 2014; 6(2014):309-31.
5. Berlowitz DJ, Wadsworth B, Ross J. Respiratory problems and management in the patient with spinal cord injury. *Breathe.* 2016; 12(4):328-40.
6. Craven C, Hitzig SL, Mittmann N. Impact of impairment and secondary health conditions on health preference among Canadians with chronic spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2012; 35(5):361-70.
7. Vazquez RG, Sedes PR, Farina MM, Marques AM, Velasco MEF. Respiratory management in the patient with spinal cord injury. *Biomed Res Int.* 2013; 2013(2013):1-12.
8. Bach JR. Noninvasive respiratory management and diaphragm and electrophrenic pacing in neuromuscular disease and spinal cord injury. *Muscle Nerve.* 2013[cited 2014; 47(2):297-305.
9. Bach JR. Noninvasive respiratory management of high level spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2012; 35(2):72-80.
10. Postma K, Haisma JA, Hopman MTE, Bergen MP, Stam HJ, Bussmann JB. Resistive inspiratory muscle training in people with spinal cord injury during inpatient rehabilitation: a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2014; 94(12):1709-1.
11. Ibitoye MO, Estigoni EH, Hamzaid NA, Wahab AKA, Davis GM. The effectiveness of FES-Evoked EMG potentials to assess muscle force and fatigue in individuals with spinal cord injury. *Sensors (Basel).* 2014; 14(7):12599-22.
12. McLachlan AJ, McLean AN, Allan DB, Gollee H. Changes in pulmonary function measures following a passive abdominal functional electrical stimulation training program. *J Spinal Cord Med.* 2013; 36(2):97-103.
13. Ilevins A, Moritz CT. Therapeutic Stimulation for Restoration of Function After Spinal Cord Injury]. *Physiology.* 2017; 32(5):391-398.
14. Moher D, Shamseer L, Clarke M, Ghersi D, Liberati A, Petticrew M, Shekelle P, Stewart LA, PRISMA-P Group. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *BioMed Central.* 2015; 4(1):1-9.
15. Physiotherapy Evidence Database. [Escala PEDro]; Physiotherapy Evidence Database. [Internet]. 2016[cited 2014 Mar 10]. Available from: [https://www.pedro.org.au/wp-content/uploads/PEDro_scale_portuguese\(brasil\).pdf](https://www.pedro.org.au/wp-content/uploads/PEDro_scale_portuguese(brasil).pdf).
16. Malta M, Cardoso LO, Bastos FI, Magnanini MM, Silva MF. Iniciativa STROBE: subsídios para a comunicação de estudos observacionais. *Rev Saúde Pública.* 2010; 44(3):559-65.
17. Linder SH. Functional electrical stimulation to enhance cough in quadriplegia functional electrical stimulation enhance cough in quadriplegia. *Chest.* 1993; 103(1):166-9.
18. Jaeger RJ, Turba RM, Yarkony GM, Roth EJ. Cough in spinal cord injured patients: comparison of three methods to produce cough. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993; 72(12):1358-61.
19. Sorli J, Kandare F, Jaeger RJ, Stanic U. Ventilatory assistance using electrical stimulation of abdominal muscles. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996; 4(1):1-6.
20. Zupan A, Savrin R, Erjavec T, Kralj A, Karcnik T, Skorjanc T, Benko H, Obreza P. Effects of respiratory muscle training and electrical stimulation of abdominal muscles on respiratory capabilities in tetraplegic patients. *Spinal cord.* 1997; 35(8):540-5.
21. Cheng P, Chen C, Wang C, Chung C. Effect of neuromuscular electrical stimulation on cough capacity and pulmonary function in patients with acute cervical cord injury. *J Rehabil Med.* 2006; 38(1):32-6.
22. Gollee H, Hunt KJ, Allan DB, Fraser MH, McLean NA. A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. *Med Eng Phys.* 2006; 29(7):799-80.
23. Spivak E, Keren O, Niv D, Levental J, Steinberg F, Barak D, et al. Electromyographic signal-activated functional electrical stimulation of abdominal muscles: the effect on pulmonary function in patients with tetraplegia. *Spinal Cord.* 45(7):491-5.
24. Gollee H, Hunt KJ, Allan DB, Fraser MH, McLean N. Automatic electrical stimulation of abdominal wall muscles increases tidal volume and cough peak flow in tetraplegia. *Technol Health Care.* 2008; 16(4):273-81.
25. Butler JE, Lim J, Gorman RB, Boswell-Ruys C, Saboisky JP, Lee BB, Gandevia SC. Posterolateral surface electrical stimulation of abdominal expiratory muscles to enhance cough in spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair.* 2011; 25(2):158-67.
26. McBain RA, Boswell-Ruys CL, Lee BB, Gandevia SC, Butler JE. Abdominal muscle training can enhance cough after spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair.* 2013; 27(9):834-43.
27. McBain RA, Boswell-Ruys CL, Lee BB, Gandevia SC, Butler JE. Electrical stimulation of abdominal muscles to produce cough in spinal cord injury: effect of stimulus intensity. *Neurorehabil Neural Repair.* 2015; 29(4):1-8.
28. Savić G, DeVivo MJ, Frankel HL, Jamous MA, Soni BM, Charlifue S. Long-term survival after traumatic spinal cord injury: a 70-year British study. *Spinal Cord.* 2017; 55(7):651-8.

Novas perspectivas de fisioterapia respiratória em lesão medular - uma revisão sistemática

29. DeVivo MJ. Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications. *Spinal Cord*. 2012;50(5):365-72.
30. Weinberg DS, Hedges BZ, Belding JE, Moore TA, Vallier HA. Risk factors for pulmonary complication following fixation of spine fractures. *Spine J*. 2017; 17(10):1449-56.
31. Postma K, Haisma JA, De Groot S, Hopman MT, Bergen MP, Stam HJ, et al. Changes in pulmonary function during the early years after inpatient rehabilitation in persons with spinal cord injury: A prospective cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013; 60(3):602-9.
32. Ho CH, Triolo RJ, Elias AL, Kilgore KL, DiMarco AF, Bogie K, et al. Functional electrical stimulation and spinal cord injury. *Phys Med Rehab Clin North Am*. 2014; 25(3):631-61.
33. Stiller K. Physiotherapy in intensive care: an updated systematic review. *Chest* 2013; 144(3):825-47.
34. Segers J, Hermans G, Bruyninckx F, Meyfroidt G, Langer D, Gosselink R. Feasibility of neuromuscular electrical stimulation in critically ill patients. *J Crit Care*. 2014; 29(6):1082-8.
35. Prentice WE. Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas. Rio de Janeiro: MacGrawHill; 2014.

APÊNDICE D PUBLICAÇÃO DE ARTIGO COMPLETO EM INGLÊS NA REVISTA *PHYSIOTHERAPY RESEARCH INTERNATIONAL*



Received: 5 February 2018 | Revised: 7 September 2018 | Accepted: 4 November 2018

DOI: 10.1002/pri.1761

INVITED REVIEW

WILEY

Use of electromyographic signals for characterization of voluntary coughing in humans with and without spinal cord injury—A systematic review

Felipe Soares Macedo^{1,2}  | Adson Ferreira da Rocha^{1,2}  | Cristiano Jacques Miosso² | Sergio Ricardo Menezes Mateus²

¹Graduate Program on Medical Sciences, University of Brasilia, Brasilia, Brazil

²Graduate Program on Biomedical Engineering, University of Brasilia, Brasilia, Brazil

Correspondence

Felipe Soares Macedo, University of Brasilia, University Campus Darcy Ribeiro, Asa Norte, Brasilia, DF 70910-900, Brazil.
Email: macedosfelipe@gmail.com

Funding information

National Council for Scientific and Technological Development (CNPq); Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES)

Abstract

Introduction: Individuals with spinal cord injury (SCI) frequently have an ineffective cough ability due to dysfunctions in expiratory muscles. In such cases, several articles have reported the occurrence of residual muscular activity in muscles that are accessory to coughing. The knowledge about this activity may be useful for building cough assistance devices. The goal of this review is to investigate and to describe the electromyographic signals generated during voluntary coughing in healthy people and in patients with SCI.

Methods: Two researchers performed, blindly and independently, a systematic review of the following databases: PubMed, PEDro, LILACS, and Science Direct. We conducted the searches using descriptors in English, Portuguese, and Spanish, with no limitations regarding the publication year. The review included articles describing experiments performed in humans and with the use of electromyographic signals in the analysis of voluntary coughing.

Results: Among the 156 initially found articles, only nine had results that described the study of electromyographic signals associated with voluntary coughing. The results showed evidence that, during voluntary coughing, electromyographic signals are generated both in expiratory and accessory muscles in healthy subjects. In individuals with SCI below the 5th cervical level (C5), the electromyographic signal appeared only in the clavicular portion of the pectoralis major, especially in the explosive cough phase.

Conclusion: Our evaluation of the current literature shows that, according to the analysed studies, the electromyographic signals are more pre-eminent in the expiratory phase of the pectoralis major, during voluntary cough of individuals with SCI (C5–T12).

KEYWORDS

cough, electromyography, physiotherapy, systematic review

All authors have read and approved of the manuscript.

All authors respond to authorship criteria of the *Physiotherapy Research International* and conform to uniform guidance from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). And everyone agrees with the position of each name in this list.

All work was performed at University of Brasilia, Brasilia, Brazil.

APÊNDICE E DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MÉTRICAS DE DESEMPENHO POR MEIO SINAIS DE EMG-S PARA DIAGNÓSTICO DE TOSSE EM CADA PARTICIPANTE DA PESQUISA

Participante F_7 300ms 5bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
13	3	0,924528	0,996116	0,075572
14	2	0,835849	0,990481	0,164427
12	4	0,775472	0,997349	0,224544
15	1	0,739623	0,995024	0,260425
9	3; 2	0,469811	0,999208	0,530189
11	2; 1	0,367925	0,999283	0,632076
6	4; 3	0,350943	0,999025	0,649057
7	4; 2	0,339623	0,999708	0,660377
10	3; 1	0,254717	0,999442	0,745283
8	4; 1	0,192453	0,999625	0,807547
3	4; 3; 2	0,054717	0,999917	0,945283
4	4; 3; 1	0,030189	0,999925	0,969811
1	4; 3; 2; 1	0	0,999917	1
5	4; 2; 1	0	0,999867	1
2	3; 2; 1	0	0,999767	1

Participante F_7 300ms 7bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
13	3	0,798113	0,997266	0,201905
14	2	0,777358	0,993748	0,222729
15	1	0,722642	0,995649	0,277393
12	4	0,633962	0,997649	0,366045
9	3; 2	0,301887	0,999767	0,698113
11	2; 1	0,245283	0,9985	0,754718
6	4; 3	0,224528	0,999558	0,775472
10	3; 1	0,192453	0,999742	0,807547
7	4; 2	0,167925	0,999792	0,832075
8	4; 1	0,066038	0,999842	0,933962
3	4; 3; 2	0,015094	1	0,984906
1	4; 3; 2; 1	0	1	1
4	4; 3; 1	0	1	1
5	4; 2; 1	0	0,999933	1
2	3; 2; 1	0	0,999925	1

Participante F_7 500ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,76	0,994958	0,240053
12	4	0,683333	0,997708	0,316675
14	2	0,666667	0,994541	0,333378
13	3	0,603333	0,997805	0,396673
9	3; 2	0,18	0,999792	0,82
10	3; 1	0,173333	0,999889	0,826667
11	2; 1	0,173333	0,998264	0,826668
8	4; 1	0,06	0,999847	0,94
7	4; 2	0,05	0,99975	0,95
6	4; 3	0,033333	0,999736	0,966667
1	4; 3; 2; 1	0	1	1
2	3; 2; 1	0	1	1
3	4; 3; 2	0	1	1
4	4; 3; 1	0	1	1
5	4; 2; 1	0	0,999889	1

Participante Y_8 300ms 5bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
9	3; 2	0,977982	0,987798	0,025174
15	1	0,975229	0,980347	0,03162
7	4; 2	0,971101	0,98254	0,033764
3	4; 3; 2	0,965138	0,991572	0,035867
8	4; 1	0,963761	0,98999	0,037596
14	2	0,988073	0,962113	0,03972
13	3	0,981651	0,963433	0,040912
6	4; 3	0,962385	0,979279	0,042944
10	3; 1	0,948624	0,991572	0,052063
11	2; 1	0,940826	0,990748	0,059893
4	4; 3; 1	0,933486	0,993479	0,066833
12	4	0,948624	0,956016	0,067632
5	4; 2; 1	0,913761	0,994123	0,086439
2	3; 2; 1	0,902752	0,995093	0,097371
1	4; 3; 2; 1	0,881651	0,995924	0,118419

Participante Y_8 300ms 7bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
9	3; 2	0,963761	0,990341	0,037504
14	2	0,990367	0,962586	0,038635
15	1	0,961009	0,982842	0,042599
12	4	0,96789	0,970215	0,043797
7	4; 2	0,955963	0,984741	0,046606
6	4; 3	0,954128	0,986151	0,047917
13	3	0,961927	0,96627	0,050865
3	4; 3; 2	0,945413	0,993585	0,054963
8	4; 1	0,944954	0,992403	0,055568
10	3; 1	0,929358	0,993153	0,070973
11	2; 1	0,927523	0,993495	0,072768
4	4; 3; 1	0,895872	0,994775	0,104259
5	4; 2; 1	0,892661	0,995386	0,107439
2	3; 2; 1	0,867431	0,995859	0,132633
1	4; 3; 2; 1	0,818807	0,996813	0,181221

Participante Y_8 500ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,789189	0,997483	0,210826
2	3; 2; 1	0,897297	0,997088	0,102744
3	4; 3; 2	0,882432	0,995492	0,117654
4	4; 3; 1	0,840541	0,995837	0,159514
5	4; 2; 1	0,867568	0,997104	0,132464
6	4; 3	0,902703	0,980076	0,099316
7	4; 2	0,940541	0,994258	0,059736
8	4; 1	0,951351	0,994916	0,048914
9	3; 2	0,939189	0,99434	0,061074
10	3; 1	0,918919	0,994061	0,081298
11	2; 1	0,97973	0,996249	0,020614
12	4	0,97027	0,968197	0,043535
13	3	0,97027	0,958342	0,051179
14	2	0,981081	0,988829	0,021971
15	1	0,997297	0,98358	0,016641

Participante F_9 300ms 5 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,988462	0,991869	0,014116
8	4; 1	0,973077	0,997287	0,027059
11	2; 1	0,964231	0,99764	0,035847
12	4	0,968462	0,972394	0,041913
14	2	0,953846	0,968613	0,055815
10	3; 1	0,94	0,996503	0,060102
7	4; 2	0,925385	0,992429	0,074999
13	3	0,938462	0,953764	0,076972
6	4; 3	0,921923	0,982438	0,080028
5	4; 2; 1	0,914231	0,998613	0,08578
2	3; 2; 1	0,903077	0,998605	0,096933
4	4; 3; 1	0,902692	0,997933	0,09733
9	3; 2	0,902308	0,984444	0,098923
3	4; 3; 2	0,866154	0,996701	0,133887
1	4; 3; 2; 1	0,838846	0,99907	0,161157

Participante F_9 300ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,982692	0,991809	0,019148
12	4	0,951538	0,980319	0,052306
8	4; 1	0,946923	0,997683	0,053127
11	2; 1	0,940385	0,998165	0,059644
14	2	0,944231	0,972696	0,062094
10	3; 1	0,931538	0,997071	0,068524
13	3	0,919231	0,961059	0,089666
6	4; 3	0,896154	0,9877	0,104572
7	4; 2	0,892692	0,995556	0,1074
4	4; 3; 1	0,870769	0,998183	0,129244
9	3; 2	0,867308	0,989742	0,133088
2	3; 2; 1	0,858077	0,998975	0,141927
3	4; 3; 2	0,818462	0,998028	0,181549
5	4; 2; 1	0,812308	0,998941	0,187695
1	4; 3; 2; 1	0,713077	0,999363	0,286924

Participante F_9 500ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,975472	0,994326	0,025176
12	4	0,966667	0,979489	0,039139
8	4; 1	0,94717	0,997328	0,052898
14	2	0,945912	0,981126	0,057286
11	2; 1	0,933962	0,997989	0,066068
13	3	0,915723	0,955559	0,095276
7	4; 2	0,902516	0,996438	0,097549
6	4; 3	0,9	0,986642	0,100888
10	3; 1	0,898742	0,996754	0,10131
9	3; 2	0,887421	0,991008	0,112937
4	4; 3; 1	0,843396	0,997702	0,156621
2	3; 2; 1	0,82956	0,998262	0,170449
3	4; 3; 2	0,822013	0,997544	0,178004
5	4; 2; 1	0,805031	0,998736	0,194973
1	4; 3; 2; 1	0,700629	0,999124	0,299372

Participante A_10 300ms 5 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,977083	0,987999	0,025869
14	2	0,95	0,985073	0,052181
12	4	0,975	0,939452	0,065506
13	3	0,94375	0,964769	0,066372
6	4; 3	0,939583	0,971441	0,066826
7	4; 2	0,920833	0,990372	0,07975
9	3; 2	0,910417	0,991232	0,090011
10	3; 1	0,897917	0,992873	0,102332
8	4; 1	0,89375	0,994148	0,106411
11	2; 1	0,89375	0,993762	0,106433
3	4; 3; 2	0,789583	0,994781	0,210481
4	4; 3; 1	0,772917	0,995403	0,22713
5	4; 2; 1	0,740625	0,997766	0,259385
2	3; 2; 1	0,710417	0,996916	0,2896
1	4; 3; 2; 1	0,53125	0,998122	0,468754

Participante A_10 300ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,978125	0,988741	0,024603
14	2	0,954167	0,985004	0,048224
13	3	0,944792	0,969069	0,063283
12	4	0,982292	0,936467	0,065955
6	4; 3	0,907292	0,975998	0,095765
11	2; 1	0,890625	0,994672	0,109505
7	4; 2	0,8875	0,992774	0,112732
8	4; 1	0,883333	0,994731	0,116786
9	3; 2	0,88125	0,993792	0,118912
10	3; 1	0,872917	0,993565	0,127246
3	4; 3; 2	0,746875	0,996698	0,253147
5	4; 2; 1	0,736458	0,998082	0,263549
4	4; 3; 1	0,736458	0,996273	0,263568
2	3; 2; 1	0,665625	0,997568	0,334384
1	4; 3; 2; 1	0,509375	0,998962	0,490626

Participante A_10 500ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,546296	0,998682	0,453706
2	3; 2; 1	0,703704	0,998057	0,296303
3	4; 3; 2	0,724074	0,997069	0,275941
4	4; 3; 1	0,794444	0,997134	0,205576
5	4; 2; 1	0,846296	0,997332	0,153727
6	4; 3	0,916667	0,977256	0,086381
7	4; 2	0,905556	0,994335	0,094614
8	4; 1	0,931481	0,994384	0,068748
9	3; 2	0,825926	0,995208	0,17414
10	3; 1	0,877778	0,992951	0,122425
11	2; 1	0,901852	0,995405	0,098256
12	4	0,977778	0,965629	0,040929
13	3	0,959259	0,970323	0,050404
14	2	0,940741	0,987204	0,060625
15	1	0,957407	0,988818	0,044036

Participante I_11 300ms 5 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,988976	0,987252	0,016853
15	1	0,988976	0,983164	0,020124
8	4; 1	0,973228	0,994391	0,027353
12	4	0,977165	0,966644	0,040424
11	2; 1	0,951181	0,996435	0,048949
10	3; 1	0,946457	0,993828	0,053898
9	3; 2	0,94252	0,994618	0,057732
6	4; 3	0,945669	0,97951	0,058066
7	4; 2	0,941732	0,993394	0,058641
13	3	0,961417	0,94961	0,063465
3	4; 3; 2	0,901575	0,996198	0,098499
4	4; 3; 1	0,897638	0,996198	0,102433
2	3; 2; 1	0,894488	0,997679	0,105537
5	4; 2; 1	0,885039	0,997837	0,114981
1	4; 3; 2; 1	0,81811	0,998055	0,1819

Participante I_11 300ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,990551	0,984566	0,018097
14	2	0,983465	0,986906	0,021092
12	4	0,979528	0,972312	0,034435
11	2; 1	0,948819	0,996672	0,051289
13	3	0,967717	0,954123	0,056098
9	3; 2	0,940157	0,99531	0,060026
8	4; 1	0,937008	0,995339	0,063164
10	3; 1	0,922835	0,994105	0,07739
6	4; 3	0,919685	0,982542	0,082191
7	4; 2	0,915748	0,993848	0,084476
3	4; 3; 2	0,868504	0,996909	0,131532
2	3; 2; 1	0,855906	0,997956	0,144109
4	4; 3; 1	0,83622	0,996544	0,163816
5	4; 2; 1	0,828346	0,998045	0,171665
1	4; 3; 2; 1	0,754331	0,99839	0,245675

Participante I_11 500ms 7 bandas

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,789189	0,997483	0,210826
2	3; 2; 1	0,897297	0,997088	0,102744
3	4; 3; 2	0,882432	0,995492	0,117654
4	4; 3; 1	0,840541	0,995837	0,159514
5	4; 2; 1	0,867568	0,997104	0,132464
6	4; 3	0,902703	0,980076	0,099316
7	4; 2	0,940541	0,994258	0,059736
8	4; 1	0,951351	0,994916	0,048914
9	3; 2	0,939189	0,99434	0,061074
10	3; 1	0,918919	0,994061	0,081298
11	2; 1	0,97973	0,996249	0,020614
12	4	0,97027	0,968197	0,043535
13	3	0,97027	0,958342	0,051179
14	2	0,981081	0,988829	0,021971
15	1	0,997297	0,98358	0,016641

APÊNDICE F DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MÉTRICAS DE DESEMPENHO POR MEIO SINAIS DE EMG-S PARA DIAGNÓSTICO DE PRÉ-TOSSE EM CADA PARTICIPANTE DA PESQUISA

Participante F_7 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,886905	0,956264	0,121258
15	1	0,824405	0,959763	0,180146
12	4	0,823214	0,897579	0,204312
9	3;2	0,7375	0,97821	0,263403
7	4;2	0,727976	0,977929	0,272918
6	4;3	0,692857	0,959731	0,309771
13	3	0,725	0,727085	0,387437
11	2;1	0,567262	0,981068	0,433152
10	3;1	0,566667	0,986551	0,433542
3	4;3;2	0,559524	0,992362	0,440542
8	4;1	0,520238	0,988738	0,479894
2	3;2;1	0,368452	0,990034	0,631626
4	4;3;1	0,307738	0,995111	0,692279
5	4;2;1	0,275	0,993627	0,725028
1	4;3;2;1	0,165476	0,996751	0,83453

Participante F_7 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
2	4	0,847	0,935737	0,165948
14	2	0,828	0,96671	0,175192
15	1	0,691	0,978319	0,30976
13	3	0,713	0,803045	0,348081
9	3;2	0,585	0,986726	0,415212
6	4;3	0,584	0,982457	0,41637
7	4;2	0,581	0,988391	0,419161
11	2;1	0,349	0,993233	0,651035
10	3;1	0,296	0,993753	0,704028
8	4;1	0,286	0,996434	0,714009
3	4;3;2	0,272	0,996955	0,728006
2	3;2;1	0,17	0,995757	0,830011
4	4;3;1	0,134	0,999037	0,866001
5	4;2;1	0,089	0,998204	0,911002
1	4;3;2;1	0,061	0,999245	0,939

Participante F_7 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,709639	0,981884	0,290926
12	4	0,704819	0,972173	0,296489
13	3	0,540964	0,899574	0,469893
6	4; 3	0,46506	0,996482	0,534951
9	3; 2	0,463855	0,997017	0,536153
7	4; 2	0,419277	0,998479	0,580725
15	1	0,393976	0,99339	0,60606
2	4; 3; 2	0,228916	0,999749	0,771084
11	2; 1	0,20241	0,998755	0,797591
8	4; 1	0,110843	0,999708	0,889157
10	3; 1	0,063855	0,999448	0,936145
4	4; 2; 1	0,049398	0,999933	0,950602
5	3; 2; 1	0,013253	0,999883	0,986747
1	4; 3; 2; 1	0	1	1
3	4; 3; 1	0	0,999916	1

Participante F_7 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 0,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,810714	0,95995	0,193476
12	4	0,817857	0,916542	0,200353
9	3;2	0,683929	0,984645	0,316444
15	1	0,657738	0,970744	0,34351
6	4;3	0,636905	0,980241	0,363632
7	4;2	0,635119	0,985879	0,365154
13	3	0,672619	0,740769	0,417587
3	4;3;2	0,391071	0,995486	0,608945
11	2;1	0,367262	0,988379	0,632845
8	4;1	0,358333	0,995002	0,641686
10	3;1	0,327976	0,990159	0,672096
2	3;2;1	0,195238	0,991268	0,804809
5	4;2;1	0,164881	0,996735	0,835125
4	4;3;1	0,139881	0,998204	0,860121
1	4;3;2;1	0,082738	0,998001	0,917264

F_7 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 2s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,805405	0,88346	0,226823
14	2	0,772072	0,923018	0,240577
15	1	0,688288	0,951984	0,315388
9	3; 2	0,656757	0,961133	0,345437
7	4; 2	0,603303	0,964658	0,398268
13	3	0,641742	0,780208	0,420306
6	4; 3	0,575075	0,954024	0,427405
11	2; 1	0,466066	0,970991	0,534721
2	4; 3; 2	0,392492	0,986293	0,607662
10	3; 1	0,386186	0,982248	0,61407
8	4; 1	0,34955	0,98777	0,650565
5	3; 2; 1	0,226727	0,987932	0,773367
4	4; 2; 1	0,178979	0,992763	0,821053
3	4; 3; 1	0,167868	0,994214	0,832152
1	4; 3; 2; 1	0,10961	0,995289	0,890403

F_7 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,0956	0,997475	0,904404
2	4; 3; 2	0,3868	0,993619	0,613233
3	4; 3; 1	0,1364	0,996729	0,863606
4	4; 2; 1	0,1268	0,995525	0,873211
5	3; 2; 1	0,1784	0,991686	0,821642
6	4; 3	0,544	0,967678	0,457144
7	4; 2	0,5924	0,980475	0,408067
8	4; 1	0,3216	0,992305	0,678444
9	3; 2	0,6144	0,973847	0,386486
10	3; 1	0,3068	0,988551	0,693295
11	2; 1	0,4088	0,982661	0,591454
12	4	0,7912	0,900602	0,231252
13	3	0,618	0,757034	0,452721
14	2	0,7788	0,946119	0,227668
15	1	0,6468	0,96711	0,354728

Participante Y_8 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,964216	0,959398	0,05412
6	4;3	0,945588	0,953951	0,071282
9	3;2	0,927451	0,979632	0,075354
12	4	0,969118	0,930934	0,075656
7	4;2	0,92598	0,969994	0,07987
13	3	0,954902	0,926863	0,085923
15	1	0,913725	0,950584	0,099425
3	4;3;2	0,894608	0,984391	0,106542
8	4;1	0,77549	0,967944	0,226787
10	3;1	0,755882	0,976085	0,245286
11	2;1	0,691176	0,979946	0,309474
4	4;3;1	0,607353	0,981817	0,393068
5	4;2;1	0,489216	0,987848	0,510929
2	3;2;1	0,453431	0,990422	0,546653
1	4;3;2;1	0,318627	0,993774	0,681401

Participante Y_8 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	3;2;1	0,946078	0,967136	0,063147
12	4;3;1	0,959804	0,941799	0,070733
6	4;2	0,919118	0,962556	0,089129
13	4;2;1	0,935294	0,933598	0,092715
9	4;1	0,886765	0,985513	0,114158
7	1	0,885784	0,979093	0,116113
15	4;3;2;1	0,791667	0,960296	0,212083
3	4;3	0,77598	0,989599	0,224261
8	4;3;2	0,425	0,980784	0,575321
10	2;1	0,404902	0,985349	0,595278
11	3;1	0,351471	0,987953	0,648641
4	3	0,182843	0,9915	0,817201
2	4	0,159314	0,994642	0,840703
5	3;2	0,146569	0,994253	0,853451
1	2	0,070098	0,997306	0,929906

Participante Y_8 com janela 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,940323	0,964612	0,069381
12	4	0,940323	0,947492	0,079489
6	4;3	0,899194	0,96284	0,107437
13	3	0,914516	0,930921	0,109906
9	3;2	0,862903	0,981258	0,138372
7	4;2	0,855645	0,985151	0,145117
15	1	0,765323	0,96299	0,237578
3	4;3;2	0,757258	0,990891	0,242913
8	4;1	0,399194	0,98026	0,601131
11	2;1	0,397581	0,989294	0,602514
10	3;1	0,381452	0,979885	0,618875
4	4;3;1	0,224194	0,987921	0,7759
5	4;2;1	0,172581	0,995732	0,82743
2	3;2;1	0,170968	0,995658	0,829044
1	4;3;2;1	0,065323	0,997879	0,93468

Participante Y_8 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 0,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,927184	0,956981	0,084574
14	2	0,918447	0,970217	0,086821
13	3	0,905825	0,957207	0,103441
6	4; 3	0,783495	0,976363	0,217791
7	4; 2	0,754369	0,988379	0,245906
9	3; 2	0,721359	0,988848	0,278864
2	4; 3; 2	0,624272	0,992869	0,375796
15	1	0,548544	0,981458	0,451837
8	4; 1	0,353398	0,992304	0,646648
10	3; 1	0,319417	0,993152	0,680617
11	2; 1	0,307767	0,993935	0,69226
3	4; 3; 1	0,192233	0,996503	0,807775
5	3; 2; 1	0,168932	0,998086	0,83107
4	4; 2; 1	0,15534	0,997779	0,844663
1	4; 3; 2; 1	0,075728	0,999055	0,924272

Participante Y_8 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,886129	0,937106	0,130086
13	3	0,859032	0,908303	0,168167
12	4	0,833226	0,908139	0,1904
7	4;2	0,77871	0,975624	0,222629
9	3;2	0,766129	0,98102	0,23464
6	4;3	0,770968	0,945302	0,235473
3	4;3;2	0,660323	0,986753	0,339936
15	1	0,647097	0,930675	0,359648
11	2;1	0,387742	0,985537	0,612429
8	4;1	0,38	0,977226	0,620418
10	3;1	0,367742	0,980757	0,632551
4	4;3;1	0,212581	0,990342	0,787479
5	4;2;1	0,17	0,994202	0,83002
2	3;2;1	0,154839	0,995261	0,845175
1	4;3;2;1	0,090323	0,996904	0,909683

Participante Y_8 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 2s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,847458	0,890201	0,187949
13	3	0,787893	0,871051	0,248228
12	4	0,778935	0,870024	0,256444
7	4; 2	0,740678	0,949416	0,264209
6	4; 3	0,721308	0,926108	0,288322
9	3; 2	0,711138	0,958726	0,291796
15	1	0,652542	0,889207	0,364694
2	4; 3; 2	0,592978	0,978241	0,407603
11	2; 1	0,429782	0,963605	0,571378
8	4; 1	0,413801	0,957923	0,587707
10	3; 1	0,383777	0,964483	0,617245
3	4; 3; 1	0,223487	0,981065	0,776744
4	4; 2; 1	0,199758	0,984991	0,800383
5	3; 2; 1	0,184746	0,988859	0,81533
1	4; 3; 2; 1	0,110169	0,991891	0,889867

Participante F_9 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,961798	0,964438	0,052193
6	4;3	0,928652	0,973904	0,075971
8	4;1	0,916292	0,982048	0,085611
7	4;2	0,914045	0,984812	0,087287
14	2	0,916292	0,951285	0,096851
15	1	0,920787	0,93638	0,101599
13	3	0,91573	0,943097	0,101682
10	3;1	0,894382	0,974439	0,108667
4	4;3;1	0,880337	0,986328	0,120441
9	3;2	0,867416	0,981082	0,133927
11	2;1	0,865169	0,980591	0,136221
3	4;3;2	0,848315	0,9893	0,152062
5	4;2;1	0,824157	0,99089	0,176079
2	3;2;1	0,819101	0,989018	0,181232
1	4;3;2;1	0,769101	0,992228	0,23103

Participante F_9 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,972472	0,966994	0,042979
8	4;1	0,89382	0,988706	0,106779
13	3	0,907303	0,942086	0,109301
6	4;3	0,885393	0,980874	0,116192
15	1	0,898315	0,943424	0,116365
14	2	0,892135	0,955818	0,116563
10	3;1	0,869101	0,98288	0,132014
7	4;2	0,847753	0,989092	0,152637
9	3;2	0,82809	0,984916	0,172571
11	2;1	0,810112	0,986105	0,190395
4	4;3;1	0,799438	0,991559	0,200739
3	4;3;2	0,728652	0,992094	0,271463
2	3;2;1	0,703371	0,992867	0,296715
5	4;2;1	0,689326	0,994383	0,310725
1	4;3;2;1	0,560674	0,995482	0,439349

Participante F_9 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,972222	0,967831	0,042502
14	2	0,931481	0,965328	0,076791
15	1	0,922222	0,946022	0,094673
8	4;1	0,900926	0,989814	0,099596
6	4;3	0,888889	0,975713	0,113735
13	3	0,891667	0,938265	0,124689
7	4;2	0,873148	0,990359	0,127218
10	3;1	0,862037	0,97948	0,139481
9	3;2	0,838889	0,982156	0,162096
11	2;1	0,812037	0,988302	0,188327
4	4;3;1	0,789815	0,991623	0,210352
3	4;3;2	0,776852	0,992416	0,223277
2	3;2;1	0,746296	0,991896	0,253833
5	4;2;1	0,721296	0,995093	0,278747
1	4;3;2;1	0,594444	0,995613	0,405579

Participante F_9 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 0,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,967045	0,986395	0,035653
6	4; 3	0,906818	0,992921	0,09345
13	3	0,905682	0,975658	0,097409
15	1	0,890909	0,97879	0,111134
14	2	0,871591	0,983237	0,129499
7	4; 2	0,779545	0,996232	0,220487
9	3; 2	0,754545	0,993745	0,245534
10	3; 1	0,75	0,992752	0,250105
11	2; 1	0,745455	0,995502	0,254585
8	4; 1	0,729545	0,995247	0,270496
2	4; 3; 2	0,621591	0,997547	0,378417
3	4; 3; 1	0,597727	0,997046	0,402284
5	3; 2; 1	0,561364	0,997938	0,438641
4	4; 2; 1	0,530682	0,998302	0,469321
1	4; 3; 2; 1	0,347727	0,99899	0,652274

Participante F_9 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,975676	0,989455	0,026512
13	3	0,864865	0,976609	0,137145
6	4; 3	0,821622	0,992349	0,178542
15	1	0,743243	0,982157	0,257376
14	2	0,686486	0,986039	0,313824
10	3; 1	0,637838	0,994608	0,362202
8	4; 1	0,632432	0,995723	0,367592
7	4; 2	0,532432	0,995892	0,467586
9	3; 2	0,532432	0,993506	0,467613
11	2; 1	0,483784	0,996796	0,516226
5	4; 2; 1	0,459459	0,997318	0,540547
3	4; 3; 2	0,432432	0,998193	0,56757
4	4; 3; 1	0,418919	0,997021	0,581089
2	3; 2; 1	0,310811	0,998631	0,689191
1	4; 3; 2; 1	0,102703	0,999195	0,897298

Participante F_9 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 2s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,441341	0,987821	0,558792
2	4; 3; 2	0,54162	0,988125	0,458534
3	4; 3; 1	0,584358	0,978153	0,416216
4	4; 2; 1	0,548603	0,985441	0,451631
5	3; 2; 1	0,568994	0,979925	0,431473
6	4; 3	0,646089	0,966244	0,355517
7	4; 2	0,631006	0,980351	0,369517
8	4; 1	0,689106	0,961753	0,313238
9	3; 2	0,621229	0,968476	0,38008
10	3; 1	0,743296	0,949531	0,261618
11	2; 1	0,740503	0,95747	0,262959
12	4	0,670391	0,947116	0,333824
13	3	0,652793	0,916305	0,357152
14	2	0,744972	0,908895	0,270812
15	1	0,879609	0,887682	0,164649

Participante A_10 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
9	3;2	0,974026	0,972065	0,038145
14	2	0,985065	0,95926	0,043391
10	3;1	0,962987	0,975736	0,044258
8	4;1	0,954545	0,982404	0,048741
7	4;2	0,959091	0,972906	0,049068
4	4;3;1	0,951948	0,984618	0,050454
6	4;3	0,970779	0,957719	0,051396
3	4;3;2	0,952597	0,977641	0,052411
15	1	0,954545	0,966265	0,056605
13	3	0,959091	0,95559	0,060381
11	2;1	0,933766	0,975932	0,070471
2	3;2;1	0,925325	0,984646	0,076238
5	4;2;1	0,916234	0,989577	0,084412
12	4	0,966883	0,916335	0,089981
1	4;3;2;1	0,901948	0,990474	0,098514

Participante A_10 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
9	3;2	0,974026	0,972065	0,038145
14	2	0,985065	0,95926	0,043391
10	3;1	0,962987	0,975736	0,044258
8	4;1	0,954545	0,982404	0,048741
7	4;2	0,959091	0,972906	0,049068
4	4;3;1	0,951948	0,984618	0,050454
6	4;3	0,970779	0,957719	0,051396
3	4;3;2	0,952597	0,977641	0,052411
15	1	0,954545	0,966265	0,056605
13	3	0,959091	0,95559	0,060381
11	2;1	0,933766	0,975932	0,070471
2	3;2;1	0,925325	0,984646	0,076238
5	4;2;1	0,916234	0,989577	0,084412
12	4	0,966883	0,916335	0,089981
1	4;3;2;1	0,901948	0,990474	0,098514

Participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
14	2	0,977922	0,963267	0,042857
6	4;3	0,970779	0,96534	0,045334
9	3;2	0,961039	0,975203	0,046183
13	3	0,968831	0,960605	0,050234
10	3;1	0,949351	0,979854	0,054509
15	1	0,946753	0,968955	0,061636
7	4;2	0,941558	0,975063	0,063539
8	4;1	0,929221	0,984057	0,072553
3	4;3;2	0,928571	0,979826	0,074223
11	2;1	0,91039	0,979266	0,091978
12	4	0,966883	0,913757	0,092382
4	4;3;1	0,905844	0,987195	0,095023
2	3;2;1	0,850649	0,987279	0,149891
5	4;2;1	0,844805	0,991314	0,155438
1	4;3;2;1	0,802597	0,992127	0,19756

Participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 0,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
6	4;3	0,998913	0,961093	0,038922
13	3	0,98587	0,961046	0,041437
7	4;2	0,956522	0,973751	0,050788
8	4;1	0,943478	0,980056	0,059937
10	3;1	0,940217	0,976086	0,064388
9	3;2	0,93587	0,972069	0,069949
4	4;3;1	0,926087	0,98809	0,074867
14	2	0,947826	0,94596	0,075116
15	1	0,930435	0,957263	0,081644
3	4;3;2	0,918478	0,980383	0,083849
12	4	0,977174	0,917422	0,085675
11	2;1	0,893478	0,96978	0,110725
2	3;2;1	0,854348	0,981691	0,146798
5	4;2;1	0,846739	0,98851	0,153691
1	4;3;2;1	0,795652	0,990705	0,204559

Participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,542105	0,996857	0,457906
2	4; 3; 2	0,821053	0,992893	0,179088
3	4; 3; 1	0,68	0,993041	0,320076
4	4; 2; 1	0,592632	0,995008	0,407399
5	3; 2; 1	0,686316	0,993822	0,313745
6	4; 3	0,943158	0,978847	0,06065
7	4; 2	0,838947	0,987585	0,16153
8	4; 1	0,788421	0,987991	0,21192
9	3; 2	0,901053	0,988079	0,099663
10	3; 1	0,813684	0,988416	0,186676
11	2; 1	0,694737	0,990412	0,305414
12	4	0,948421	0,94786	0,073341
13	3	0,995789	0,973866	0,026471
14	2	0,951579	0,974953	0,054516
15	1	0,917895	0,978551	0,084861

Participante A_10 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 2s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4; 3; 2; 1	0,798621	0,996916	0,201403
2	4; 3; 2	0,927931	0,993701	0,072344
3	4; 3; 1	0,912759	0,995072	0,08738
4	4; 2; 1	0,863448	0,995918	0,136613
5	3; 2; 1	0,891379	0,995918	0,108697
6	4; 3	0,952759	0,980679	0,05104
7	4; 2	0,945862	0,98972	0,055105
8	4; 1	0,941034	0,992048	0,059499
9	3; 2	0,943793	0,991715	0,056814
10	3; 1	0,951034	0,99228	0,04957
11	2; 1	0,923448	0,993167	0,076856
12	4	0,957586	0,933018	0,079282
13	3	0,961379	0,978623	0,044142
14	2	0,957586	0,982362	0,045935
15	1	0,968966	0,984912	0,034508

Participante I_11 com janela de 300ms, 5 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,918961	0,981429	0,08314
8	4; 1	0,909091	0,99131	0,091324
7	4; 2	0,90961	0,986069	0,091457
14	2	0,901299	0,974194	0,102019
10	3; 1	0,894805	0,992388	0,10547
6	4; 3	0,884675	0,971802	0,118722
11	2; 1	0,88026	0,990109	0,120148
9	3; 2	0,88	0,988298	0,120569
2	4; 3; 2	0,878701	0,992653	0,121521
12	4	0,908052	0,918683	0,122747
3	4; 3; 1	0,870649	0,996184	0,129407
13	3	0,868571	0,967213	0,135457
4	4; 2; 1	0,850649	0,996489	0,149392
5	3; 2; 1	0,846234	0,996377	0,153809
1	4; 3; 2; 1	0,763636	0,997537	0,236376

Participante I_11 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,968478	0,946437	0,06215
13	3	0,979891	0,9349	0,068135
7	4;2	0,933152	0,978082	0,070349
6	4;3	0,942391	0,957608	0,071525
15	1	0,946739	0,945994	0,075851
14	2	0,930435	0,96094	0,079781
11	2;1	0,913587	0,984033	0,087876
9	3;2	0,903804	0,975347	0,099305
10	3;1	0,902174	0,972496	0,101619
8	4;1	0,897826	0,97683	0,104768
3	4;3;2	0,8625	0,985497	0,138263
2	3;2;1	0,855978	0,993201	0,144182
5	4;2;1	0,84837	0,993143	0,151785
4	4;3;1	0,8375	0,98515	0,163177
1	4;3;2;1	0,769565	0,996572	0,23046

Participante I_11 com janela de 500ms, 7 bandas de frequência e 1s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
13	3	0,977717	0,935516	0,068225
12	4	0,954891	0,948748	0,068276
15	1	0,941304	0,949692	0,077305
14	2	0,921196	0,961884	0,087538
6	4;3	0,914674	0,960709	0,093938
7	4;2	0,907065	0,983282	0,094427
11	2;1	0,889674	0,989022	0,110871
9	3;2	0,88587	0,9823	0,115495
10	3;1	0,871196	0,974673	0,131271
8	4;1	0,861957	0,979006	0,139631
3	4;3;2	0,821196	0,990466	0,179058
2	3;2;1	0,789674	0,994434	0,2104
5	4;2;1	0,785326	0,995397	0,214723
4	4;3;1	0,750543	0,987134	0,249788
1	4;3;2;1	0,644022	0,997958	0,355984

Participante I_11 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 0,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
1	4;3;2;1	0,635185	0,998909	0,364816
2	3;2;1	0,806481	0,997048	0,193541
3	4;3;2	0,805556	0,992814	0,194577
4	4;3;1	0,739815	0,989862	0,260383
5	4;2;1	0,800926	0,997786	0,199086
6	4;3	0,909259	0,961052	0,098746
7	4;2	0,873148	0,985756	0,127649
8	4;1	0,860185	0,984825	0,140636
9	3;2	0,87037	0,984087	0,130603
10	3;1	0,873148	0,979756	0,128457
11	2;1	0,857407	0,990825	0,142887
12	4	0,949074	0,952518	0,069627
13	3	0,987963	0,939204	0,061976
14	2	0,925926	0,96564	0,081655
15	1	0,962963	0,967116	0,049529

Participante I_11 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 1,5s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
12	4	0,977174	0,96417	0,042483
15	1	0,930435	0,989539	0,070347
14	2	0,929348	0,983438	0,072567
13	3	0,928261	0,951171	0,08678
7	4; 2	0,883696	0,993515	0,116485
6	4; 3	0,868478	0,976048	0,133685
9	3; 2	0,847826	0,992246	0,152371
8	4; 1	0,841304	0,99382	0,158816
10	3; 1	0,83587	0,992974	0,164281
2	4; 3; 2	0,804348	0,995887	0,195695
11	2; 1	0,784783	0,995887	0,215257
4	4; 2; 1	0,742391	0,997402	0,257622
3	4; 3; 1	0,742391	0,996103	0,257638
5	3; 2; 1	0,694565	0,997146	0,305448
1	4; 3; 2; 1	0,615217	0,997747	0,384789

Participante I_11 com janela de 300ms, 7 bandas de frequência e 2s antecedente à tosse

Ordem do teste	Combinação dos canais	Sensibilidade	Especificidade	Distância de (0,1)
15	1	0,882593	0,936328	0,133561
13	3	0,897037	0,909215	0,137271
12	4	0,872222	0,914804	0,153576
14	2	0,851852	0,920643	0,168064
6	4; 3	0,804444	0,952163	0,201321
10	3; 1	0,794815	0,975761	0,206612
8	4; 1	0,788889	0,978165	0,212237
9	3; 2	0,77963	0,970072	0,222393
7	4; 2	0,757037	0,971174	0,244667
11	2; 1	0,74963	0,981821	0,251029
3	4; 3; 1	0,67963	0,987991	0,320595
2	4; 3; 2	0,656667	0,985006	0,343661
5	3; 2; 1	0,644815	0,993059	0,355253
4	4; 2; 1	0,637037	0,992057	0,36305
1	4; 3; 2; 1	0,518889	0,996344	0,481125

**ANEXO A PARECER CONSUBSTANCIADO DE APROVAÇÃO DA PESQUISA
EXPEDIDO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA -
UNB



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: MAPEAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO MÚSCULO PEITORAL MAIOR DURANTE A TOSSE EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS E COM LESÃO MEDULAR ESPINHAL

Pesquisador: Felipe Soares Macedo

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 54825816.7.0000.5558

Instituição Proponente: Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília - UNB

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.635.967

Apresentação do Projeto:

O presente trabalho se propõe a identificar sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) por meio do mapeamento dos músculos peitoral durante a tosse voluntária de indivíduos hígidos e com lesão medular espinhal. Será realizado um estudo experimental não randomizando com aproximadamente 10 indivíduos com diagnóstico de lesão medular cervical entre o nível de C8 ao T12, que estejam estáveis clinicamente, sem déficit cognitivo doenças pulmonares e infecciosas. O protocolo de pesquisa consiste na realização das seguintes etapas: anamnese, avaliação da função pulmonar e mapeamento eletromiográfico do músculo peitoral maior. Os dados pertinentes a anamnese e o exame físico serão coletados em um formulário estruturado. A função pulmonar será avaliada por espirometria, pressões respiratórias estáticas máximas, pressão inspiratória nasal e pico de fluxo da tosse. O sinal de EMG-S será adquirido por eletrodos matriz de prata clorada (Ag/ AgCl) acoplado a um eletromiógrafo.

Os pesquisadores apresentam os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

Critério de Inclusão:

Grupo de lesão medular (LM): participantes acometidos por lesão medular traumática com nível motor de lesão entre de C8 e T11 e estáveis clinicamente. Grupo controle (GC): participantes hígidos, sem história de doença crônica e/ou em atividade. Participantes que concordarem

Endereço: Universidade de Brasília, Campus Universitário Darcy Ribeiro - Faculdade de Medicina
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1918 **E-mail:** fmd@unb.br

FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA -
UNB



Continuação do Parecer: 1.635.967

formalmente entrar na pesquisa após esclarecimentos sobre natureza, objetivo da pesquisa e procedimentos do projeto, serão convidados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Critério de Exclusão:

Serão excluídos do estudo participantes com história prévia de doenças neurológicas (tais como esclerose lateral amiotrófica, esclerose múltipla, traumatismo crânio-encefálico e acidente vascular encefálico, entre outras), alteração cognitiva, pneumopatia em atividade, dependentes de assistência ventilatória mecânica e processo infeccioso com alteração clínica e/ou laboratorial. Também não farão parte da amostra, participantes que se neguem assinar o TCLE, ou que discordem de algum procedimento antes, durante ou após coleta de dados da pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário

Realizar o mapeamento eletromiográfico de superfície do músculo peitoral maior em indivíduos com lesão medular cervical abaixo do C8, durante a tosse voluntária e comparar com indivíduos controle.

Objetivos Secundários

Estudar por meio da eletromiografia de superfície o mecanismo muscular de tosse (intenção de tosse) voluntária em indivíduos com lesão medular cervical e comparar com indivíduos controle; Avaliar o potencial de ação muscular nas três porções (clavicular, esternal e abdominal) do músculo peitoral maior no grupo de indivíduos com lesão medular e no controle; Avaliar e descrever a função pulmonar simultaneamente aos sinais eletromiográficos de superfície nos grupos de indivíduos com lesão medular e no controle

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos

Os riscos durante a realização dos testes de função pulmonar parecem ser baixos e pouco relatados na literatura especializada.

Benefícios

A partir do mapeamento dos músculos peitoral maior, hipoteticamente, será possível conhecer os sinais eletromiográficos do referido músculo durante a tosse voluntária. Por meio dessa mesma ferramenta de avaliação, será possível diagnosticar a intenção de tosse de sujeitos que não apresentam contração muscular funcional, como é o caso de indivíduos com lesão medular cervical. O estudo permitirá, também, o estabelecimento de parâmetros de estudo da tosse voluntária em indivíduos com lesão medular cervical, utilizando eletromiografia de superfície.

Endereço: Universidade de Brasília, Campus Universitário Darcy Ribeiro - Faculdade de Medicina
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1918 **E-mail:** fmd@unb.br

FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA -
UNB



Continuação do Parecer: 1.635.967

Além disso, espera-se que os resultados permitam o desenvolvimento de um sistema completo de sincronia para assistência à tosse.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa em tela demonstra fundamentação teórica, clareza na apresentação do problema e dos objetivos. Ressalta-se que a pesquisa conta com a infraestrutura física e pessoal apropriada, bem como aporte financeiro para o custeio de materiais (escritório, coletas e laboratórios), alimentação, transporte e pagamentos de serviços (pessoa física e jurídica).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos necessários para apresentação de projetos de pesquisa foram inseridos na plataforma de maneira adequada e assinados por todos os responsáveis.

Quanto ao termo de consentimento livre e esclarecido, observou-se que os pesquisadores reformularam todo o documento, atendendo, desta maneira, às recomendações solicitadas.

Recomendações:

Sem recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto, recomendo a aprovação da pesquisa.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto apreciado na Reunião Extraordinária do CEP-FM-UnB. Após apresentação do parecer do Relator, aberta a discussão para os membros do Colegiado. O projeto foi Aprovado por unanimidade.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_557511.pdf	02/06/2016 19:32:13		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_alterado.pdf	02/06/2016 19:30:40	Felipe Soares Macedo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado_CEP_alterado.pdf	02/06/2016 19:30:24	Felipe Soares Macedo	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	28/03/2016	Felipe Soares	Aceito

Endereço: Universidade de Brasília, Campus Universitário Darcy Ribeiro - Faculdade de Medicina
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910-900
UF: DF Município: BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1918 E-mail: fmd@unb.br

FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA -
UNB



Continuação do Parecer: 1.635.967

Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	15:52:44	Macedo	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Sergio_Ricardo_Menezes_Mateus.pdf	23/03/2016 12:12:38	Felipe Soares Macedo	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Cristiano_Jacques.pdf	23/03/2016 12:10:59	Felipe Soares Macedo	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Adson_Rocha.pdf	23/03/2016 12:07:56	Felipe Soares Macedo	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Felipe_Macedo.pdf	23/03/2016 12:05:15	Felipe Soares Macedo	Aceito
Outros	Anuencia_Coorientador.pdf	23/03/2016 12:01:38	Felipe Soares Macedo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Anuencia_MEB.pdf	23/03/2016 12:00:56	Felipe Soares Macedo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Anuencia_Lab_FGA.pdf	23/03/2016 12:00:41	Felipe Soares Macedo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Anuencia_Lab_FCE.pdf	23/03/2016 12:00:29	Felipe Soares Macedo	Aceito
Outros	Carta_de_Anuencia_Orientador.pdf	23/03/2016 10:13:48	Felipe Soares Macedo	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	23/03/2016 10:10:07	Felipe Soares Macedo	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 13 de Julho de 2016

Assinado por:
Florêncio Figueiredo Cavalcanti Neto
(Coordenador)

ANEXO B REGISTRO DO PROTOCOLO DE PESQUISA NO REBEC - REGISTRO BRASILEIRO DE ENSAIOS CLÍNICOS

06/01/2019

Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos



USUÁRIO: macedosfelipe | SUBMISSÕES: 001 | PENDÊNCIAS: 000

Perfil Painel SAIR 

[PT](#) | [ES](#) | [EN](#)

[NOTÍCIAS](#) | [SOBRE](#) | [AJUDA](#) | [CONTATO](#)

Buscar ensaios

[BUSCA AVANÇADA](#)

[HOME](#) / [ENSAIOS REGISTRADOS](#) /

RBR-5mvff4

Mapeamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície do músculo peitoral maior durante a tosse em indivíduos hígidos e com Lesão Medular Espinhal

Data de registro: 5 de Julho de 2017 às 19:16

Last Update: 7 de Ago. de 2017 às 09:48

Tipo do estudo:

Estudos Observacionais

Campos de Estudos Observacionais:

Temporalidade: Cross-sectional

Desenho do estudo observacional: Other

Título científico:

PT-BR	EN
Mapeamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície do músculo peitoral maior durante a tosse em indivíduos hígidos e com Lesão Medular Espinhal	Mapping of the Surface Electromyographic Signal in the pectoralis major muscle during the cough in subjects without and with Spinal Cord Injury

Identificação do ensaio

Número do UTN: U1111-1198-9507

Título público:

PT-BR	EN
Eletromiografia da tosse em indivíduos com Lesão Medular	Electromyography of cough in subjects with Spinal Cord Injury

Acrônimo científico:

Acrônimo público:

Identificadores secundários:

CAAE: 54825816.7.0000.5558

Órgão emissor: Plataforma Brasil

1.635.967

Órgão emissor: Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília

Patrocinadores

Patrocinador primário: Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília

Patrocinadores secundários:

Instituição: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

<http://www.ensaioclinicos.gov.br/rg/RBR-5mvff4/>

1/5

06/01/2019

Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos

Instituição: Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília

Fontes de apoio financeiro ou material:

Instituição: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

Condições de saúde

Condições de saúde ou problemas:

PT-BR	EN
Sequelae de traumatismo de medula espinhal; Paraplegia e tetraplegia	Sequelae of spinal cord injury; Paraplegia and tetraplegia

Descritores gerais para as condições de saúde:

PT-BR	ES	EN
C26: Ferimentos e lesões	C26: Heridas y lesiones	C26: Wounds and injuries

Descritores específicos para as condições de saúde:

PT-BR	ES	EN
T91.3: Sequelas de traumatismo de medula espinhal	T91.3: Secuelas de traumatismo de la médula espinal	T91.3: Sequelae of injury of spinal cord
PT-BR	ES	EN
G82: Paraplegia e tetraplegia	G82: Paraplejia y cuadriplejia	G82: Paraplegia and tetraplegia

Intervenções

Categorias das intervenções

Device

Other

Intervenções:

PT-BR	EN
<p>Estudo Analítico, Observacional do tipo Transversal, onde 18 participantes divididos em dois grupos: 9 indivíduos com lesão medular e 9 indivíduos hígidos, de ambos os sexos, serão submetidos a avaliação clínica por meio de anamnese e entrevista, para avaliação da condição geral de saúde; avaliação da função pulmonar, por meio a espirometria, para avaliação da condição parenquimatosa e por fim, passarão por avaliação da atividade muscular respiratória durante a tosse voluntária por meio de um sistema de eletromiografia de superfície, os procedimentos descritos serão realizados apenas uma vez.</p>	<p>Transversal Analytical, Observational Study, in which 18 participants divided into two groups: 9 individuals with spinal cord injury and 9 healthy individuals, of both sexes, will undergo clinical evaluation by means of anamnesis and interview, to evaluate the general health condition ; Evaluation of pulmonary function by means of spirometry to evaluate the parenchymal condition and finally, will be evaluated by respiratory muscle activity during voluntary cough through a surface electromyography system, the procedures described will be performed only once.</p>

Descritores para as intervenções:

<http://www.ensaiosclinicos.gov.br/rg/RBR-5mvff4/>

2/5

06/01/2019

Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos

E01.370.405.255: Eletromiografia PT-BR	E01.370.405.255: Electromiografía ES
E01.370.386.700.750: Espirometria PT-BR	E01.370.386.700.750: Espirometria ES
E01.370.510: Anamnese PT-BR	E01.370.510: Anamnesis ES
E05.318.308.980: Inquéritos e Questionários PT-BR	E05.318.308.980: Encuestas y Cuestionarios ES

Recrutamento

Situação de recrutamento: Recruiting

Pais de recrutamento

Brazil

Data prevista do primeiro recrutamento: 2016-08-10

Data prevista do último recrutamento: 2017-10-12

Tamanho da amostra alvo:	Gênero para inclusão:	Idade mínima para inclusão:	Idade máxima para inclusão:
18	-	18 Y	0 -

Crítérios de inclusão:

<p>PT-BR</p> <p>Grupo de lesão medular (LM): Indivíduos com lesão medular traumática com nível motor de lesão entre de C8 e T11; Idade mínima de 18 anos; Estáveis hemodinamicamente; E que concordem participar da pesquisa e assinem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.</p> <p>Grupo controle (GC): Indivíduos hígidos: Sem história de doença crônica e/ou em atividade; Indivíduos que concordarem formalmente participar da pesquisa e assinem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.</p>	<p>EN</p> <p>Group of spinal cord injury (LM): Individuals with traumatic spinal cord injury with motor level of injury between C8 and T11; Minimum age of 18 years; Hemodynamically stable; And that they agree to participate in the research and sign the Free and Informed Consent Form.</p> <p>Control group (CG): Healthy individuals; No history of chronic and / or active disease; Individuals who formally agree to participate in the research and sign the Informed Consent Form.</p>
---	--

Crítérios de exclusão:

<p>PT-BR</p> <p>Indivíduos com história prévia de doenças neurológicas, como Esclerose Lateral Amiotrófica, Esclerose Múltipla, Traumatismo Crânio-encefálico e Acidente Vascular Encefálico; Indivíduos com alteração cognitiva, pneumopatia em atividade e dependentes de assistência ventilatória mecânica. Indivíduos com</p>	<p>EN</p> <p>Individuals with a previous history of neurological diseases, such as Amyotrophic Lateral Sclerosis, Multiple Sclerosis, Cranio-encephalic Trauma and Stroke; Individuals with cognitive impairment, active lung disease and dependents of mechanical ventilation. Individuals with an infectious process with clinical and / or laboratory abnormalities.</p>
--	--

06/01/2019

Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos

processo infeccioso com alteração clínica e / ou laboratorial.

Tipo do estudo

Desenho do estudo:

PT-BR	Estudo analítico observacional do tipo transversal, com dois braços.	EN	Cross-sectional observational analytical study, with two arms.
--------------	--	-----------	--

Programa de acesso expandido	Enfoque do estudo	Desenho da intervenção	Número de braços	Tipo de mascaramento	Tipo de alocação	Fase do estudo
False	Other	N/A	2	N/A	N/A	N/A

Desfechos

Desfechos primários:

PT-BR	<p>Maior desempenho para identificação da tosse voluntária em relação à respiração espontânea em indivíduos hígidos e com lesão medular espinal, a análise será realizada a partir dos sinais de eletromiografia de superfície do músculo peitoral maior, por meio do processamento de valores eficazes de RMS (do inglês Root Mean Square) e no domínio da frequência, para isso será utilizado um classificador, como a máquina de vetor de suporte (ou SVM do inglês Support Vector Machine), que para análise do desempenho será considerado valor de acurácia igual ou superior a 98%. As coletas de dados pertinentes ao estudo foram iniciadas em 10 de agosto de 2016 e será realizada até dia 12 de outubro de 2017.</p>	EN	<p>Better performance for the identification of voluntary cough in relation to spontaneous respiration in the computer and spinal cord injury, analysis and performance of electromyographic tests of the greater muscle, through the processing of effective RMS values. Root), and in the frequency domain, a classifier such as a Support Vector Machine (SVM) is used for performance and accuracy analysis of 98% or greater. The data collections pertinent to the study were initiated on February 2, 2017 and will be held until October 4 of the same year.</p>
--------------	---	-----------	--

Desfechos secundários:

PT-BR	Não são esperados desfechos secundários.	EN	Don't are expected secondary outcomes.
--------------	--	-----------	--

Contatos

Contatos para questões públicas

Nome completo: Felipe Soares Macedo
 Endereço: Qmsw 5, lote 9, apto 180
 Cidade: Brasília / Brazil
 CEP: 70680538
 Fone: 55(61)982153658
 E-mail: macedosfelipe@gmail.com

06/01/2019

Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos

Filiação: Universidade de Brasília

Contatos para questões científicas

Nome completo: Felipe Soares Macedo

Endereço: Qmsw 5, lote 9, apto 180

Cidade: Brasília / Brazil

CEP: 70680538

Fone: 55(61)982153658

E-mail: macedosfelipe@gmail.com

Filiação: Universidade de Brasília

Contatos para informação sobre os centros de pesquisa

Nome completo: Felipe Soares Macedo

Endereço: Qmsw 5, lote 9, apto 180

Cidade: Brasília / Brazil

CEP: 70680538

Fone: 55(61)982153658

E-mail: macedosfelipe@gmail.com

Filiação: Universidade de Brasília

[Revisão Anterior](#)

Links adicionais:

[Download no formato ICTRP](#)

[Download no formato XML OpenTrials](#)