



**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FACULDADE GAMA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA - MESTRADO**

**FELIPE SOARES MACEDO**

**DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E  
PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DA  
TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR – UMA  
REVISÃO SISTEMÁTICA**

**BRASÍLIA-DF**

**2014**

**DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DA TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA**

**PROJETO APRESENTADO AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA (FGA) UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB COMO REQUISITO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE NO MESTRADO NO MESTRADO ACADÊMICO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA LINHA DE PESQUISA INSTRUMENTAÇÃO E MODELAGEM BIOMÉDICA.**

**APROVADO POR:**

---

**Prof. Dr. Sergio Ricardo Menezes Mateus  
(Orientador)**

---

**Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha  
(Examinador Interno)**

---

**Profa. Dra. Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz  
(Examinador Externo)**

---

**PROFA. Dra. Vera Regina F. Da S. Marães  
(Examinador Suplente)**

**BRASÍLIA/DF, 30 DE ABRIL DE 2014.**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

FELIPE SOARES MACEDO

DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DA TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA, [Distrito Federal] 2014.

Pg.118, N. 20a/2014, 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2013). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                      |                           |
|----------------------|---------------------------|
| 1. ELETROESTIMULAÇÃO | 2. TOSSE                  |
| 3. ELETROMIOGRAMA    | 4. LESÃO MEDULAR ESPINHAL |

I. FGA UnB Gama/ UnB.                      II. Título (série)

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

MACEDO, F. S. (2014). DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DA TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação NO./2014, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 118 p.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: FELIPE SOARES MACEDO.

TÍTULO: DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DA TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.

GRAU: Mestre

ANO: 2014

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

QI 04, LOTE: 1440 SETOR LESTE INDUSTRIAL, GAMA.

CEP: 72450-040 Brasília, DF – Brasil.

Ninguém pode construir em teu lugar as pontes que precisarás passar, para atravessar o rio da vida.

– Ninguém, exceto tu, só tu.

Existem, por certo, atalhos sem números, e pontes, e semideuses que se oferecerão para levar-te além do rio; mas isso te custaria a tua própria pessoa; tu te hipotecarias e te perderias.

Existe no mundo um único caminho por onde só tu podes passar.

Onde leva?

Não perguntes, segue-o.

*Friedrich Nietzsche*

## DEDICATÓRIA

*Àqueles que longe ou perto me transferem  
os mais nobres ensinamentos: meus pais,  
meus irmãos, meu sobrinho, minha família.*

## AGRADECIMENTOS

*Agradeço a Deus, em todas as suas formas, perspectivas e representações.*

*Minha mais profunda gratidão, aos meus pais, Francisco Macedo e Maria José Soares, pelo incontestável exemplo de vida no sentindo mais amplo, pelo constante companheirismo, amor e apoio durante toda vida e trajetória acadêmica.*

*Aos meus irmãos, Rilávia Soares e Rodrigo Soares, à minha prima Esther da Costa e às minhas tias Francinete e Vitória pelo compromisso na manutenção e renovação do laço de companheirismo e amor.*

*Aos meus avós, Manoel e Maria, pelo exemplo de vitalidade e perseverança.*

*Às minhas mais doces inspirações, meu sobrinho Pedro e minha afilhada Gabriela.*

*À família obtida durante o curso da vida, Celina Laura, Djanira, Josiana, Joanyny, Kally, Karoline, Sueli e o casal Luís Berlarmino e Nice Celina.*

*Aos meus tios Maria do Carmo e José Abdias pelo acolhimento, carinho e benevolência na minha estada durante o mestrado.*

*Aos demais familiares que também acompanharam de perto momentos de angústia e alegria: meus padrinhos, Alzeni e Dorgival, meus primos Dorgi, Ivan e Gabriel. Minha estimada avó materna, Letícia; meus amados tios Ana Cristina, Márcio e Valdete.*

*Aos valiosos amigos conquistados em Brasília e no mestrado: Alessandro, Desirée, Henrique, Jeane, Joana, Marlete, Natan e Veruska.*

*Aos meus estimados Ricardo, Natália e Benjamim pelos inúmeros dias e noites de acolhimento e auxílio, sobretudo na reta final do mestrado.*

*Sou grato à Fisioterapeuta Dra. Luciana Peixoto pela solicitude e auxílio durante o estudo da eletromiografia de superfície.*

*Àqueles que, mesmo distantes, nunca foram ausentes: Andressa, Analuisa, Audilene, Cibele, Dairla, Elisa, Hellen Josélio, Joyce Donato, Magna, Raline, Saienily, Samantha, Samara, Talita, Taysa, Talles, Terson, Thamires e Vinícius.*

*Agradeço aos mestres da graduação do curso de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba pelo apoio e inspiração na vida acadêmica, em especial à Profa. Dra. Dora Lúcia Pedrosa, Profa. Ms. Walnia de Lourdes Jales e Profa. Dra. Alecsandra Tomaz.*

*Minha imensa gratidão, ao meu nobre orientador, Prof. Dr. Sergio Ricardo Menezes Mateus, pelas cordiais discussões, inestimáveis aconselhamentos, orientações e ensinamentos, sobretudo na referência profissional no campo da Fisioterapia, pesquisa e docência.*

*À Profa. Dra. Clarissa Cardoso Paz, pela valiosa contribuição na construção desta dissertação e pela forte inspiração profissional na interface Fisioterapia-Tecnologia.*

*Minha gratidão ao Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha pela generosidade e contribuição no estudo das evidências de eletromiografia durante a tosse, como no suporte para construção de perspectivas relacionadas ao tema.*

*Ao corpo docente do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, em especial ao Prof. Dr. José Felício, à Profa. Dra. Suélia Rodrigues, ao Prof. Dr. Georges Amvame Nze, ao Prof. Cristiano Miosso e à Profa. Vera Regina Marães.*

*Agradeço às competentes secretárias do Programa de Pós-graduação, Ana Paula e Cássia pelo apoio e solicitude durante o mestrado.*

*À coordenadora do programa de Programa de Pós-graduação, Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil, pelo compromisso na formação de aspirantes pesquisadores e docentes qualificados.*

*Enfim, meu muito obrigado à Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília por essa atmosfera de ciência, conhecimento e inspiração à vida docente.*

## RESUMO

### DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E DOS PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DA TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

**Autor:** FELIPE SOARES MACEDO

**Orientador:** Prof. Dr. Sergio Ricardo Menezes Mateus

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica**

**Brasília, Maio de 2014.**

**Introdução:** Recursos terapêuticos são utilizados para minimizar ou tratar as complicações respiratórias decorrentes da fraqueza muscular respiratória após lesão medular espinal. Atualmente, a estimulação elétrica funcional (FES) de superfície tem sido uma alternativa viável para a tosse eletricamente assistida por melhorar variáveis de função pulmonar como o pico de fluxo expiratório (PFE), a capacidade vital (CV), o pico de fluxo de tosse (PFT).

**Objetivo:** Investigar a FES de superfície na assistência a tosse e descrever as variáveis eletromiográficas durante a tosse voluntária.

**Material e Métodos:** Foi realizada uma revisão sistemática da literatura, nas bases de dados: *PubMed*, *PEDro*, *SciELO*, *Science Direct*, com descritores nos idiomas espanhol, inglês e português. As seguintes palavras-chave: estimulação elétrica funcional, eletroestimulação, estimulação elétrica, tosse, higiene brônquica, quadriplegia, lesão medular espinal, tetraplegia, sujeito com tetraplegia foram utilizadas na busca de evidências de FES na tosse. A busca das variáveis eletromiográficas compreendeu as palavras-chave: eletromiografia, eletromiograma, EMG, tosse, higiene brônquica e reflexo defensivo pulmonar. Foram incluídos artigos científicos com amostra de indivíduos com lesão medular espinal assistidos por FES de superfície com variáveis de desfecho relacionadas ao sistema respiratório. Apesar do número restrito de publicações, também foram avaliados os artigos que investigaram o sinal de EMG durante a tosse voluntária nos indivíduos hígidos e/ou com lesão medular.

**Resultados:** A análise da FES de superfície para assistência à tosse incluiu 10 artigos científicos, publicados entre 1993 e 2010. Os parâmetros encontrados mostram frequência de 50 Hz associada com largura de pulso de até 400  $\mu$ s e amplitude de corrente frequentemente estimada pela percepção do paciente. Aplicado por até oito eletrodos distribuídos nos músculos expiratórios e no músculo peitoral maior. A descrição de variáveis eletromiográficas durante a tosse abrangeu 5 artigos incluídos para análise e sumarização dos dados. Após a análise destes artigos, evidenciou-se a existência de sinal eletromiográfico nos músculos expiratórios e acessórios em sujeito hígidos, enquanto indivíduos com lesão medular cervical, a evidência do sinal eletromiográfico está restrita à porção clavicular do músculo peitoral maior.

**Conclusão:** A FES de superfície aplicada em músculos expiratórios e no peitoral maior foi eficaz na alteração de variáveis de função pulmonar preditoras de tosse, como o pico de fluxo tosse. O estudo do sinal eletromiográfico revelou comportamento expiratório do músculo peitoral maior durante a tosse.

**Palavras-chave:** lesão medular espinal, tosse, estimulação elétrica funcional de superfície, eletromiograma, revisão sistemática



## ABSTRACT

### DESCRIPTION OF THE VARIABLES ELECTROMYOGRAPHIC AND PARAMETERS OF FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION DURING THE COUGH OF INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY – A SYSTEMATIC REVIEW

**Author:** FELIPE SOARES MACEDO

**Supervisor:** Prof. Dr. Sergio Ricardo Mateus Menezes

**Pos-Graduation Program in Biomedical Engineering**

**Brasilia, May 2014.**

**Introduction:** Therapeutic Resources are used to minimize or treat respiratory complications resulting from respiratory muscle weakness after spinal cord injury. Currently, functional electrical stimulation (FES) surface has been a viable alternative to the electrically assisted cough for improving pulmonary function variables, such as peak expiratory flow (PEF), vital capacity (VC), peak cough flow (PCF).

**Objective:** To investigate the FES of surface in assisting cough and describe the electromyographic variables during voluntary cough.

**Material and Methods:** A systematic literature review was performed in the databases PubMed, PEDro, SciELO, Science Direct, with descriptors in Spanish, English and Portuguese languages. The following key words: functional electrical stimulation, electrostimulation, electrical stimulation, cough, bronchial hygiene, quadriplegia, spinal cord injury, tetraplegia, tetraplegic subject in search of evidence of FES in cough. The pursuit of electromyographic variables comprised the following keywords: electromyography, electromyogram, EMG, cough, bronchial hygiene and pulmonary defensive reflex. With scientific sample of individuals with spinal cord injury assisted by FES of surface with outcome variables related to the respiratory system articles were included. Despite the limited number of publications, also articles that investigated the EMG signal during voluntary cough in healthy individuals and / or spinal cord injury were evaluated.

**Results:** The analysis of surface FES for assisted cough included 10 scientific articles, published between 1993 and 2010 found parameters show frequency of 50 Hz associated with a pulse width of up to 400  $\mu$ s and current amplitude often estimated by the patient's perception. Applied for up to eight electrodes distributed in the expiratory muscles and the pectoralis major muscle. The description of electromyographic variables during cough covered 5 articles included for analysis and summarization of data. After analysis of these items revealed, the existence of electromyographic signal of expiratory muscles and accessories in healthy subject, while individuals with cervical spinal cord injury, evidence of the electromyographic signal is restricted to the clavicular portion of the pectoralis major muscle.

**Conclusion:** FES of surface applied in expiratory muscles and the pectoralis major was effective in altering predictive of cough lung function variables such as peak flow coughing. The study revealed expiratory electromyographic signal behavior of the pectoralis major during cough.

**Keywords:** Spinal cord injury, cough, surface functional electrical stimulation, electromyography, systematic review

# SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>xii</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>xiii</b>
<b>LISTA DE ABREVIACÕES</b> .....	<b>xiv</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA .....	16
1.2 OBJETIVOS .....	18
<b>1.2.1 Objetivo Geral</b> .....	<b>18</b>
<b>1.2.2 Objetivos Específicos</b> .....	<b>18</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>19</b>
2.1 MEDULA ESPINHAL: DA ESTRUTURA À LESÃO .....	19
<b>2.1.1 Lesão Medular: do Mecanismo às Implicações Epidemiológicas</b> .....	<b>23</b>
<b>2.1.2 Aspectos Epidemiológicos</b> .....	<b>25</b>
2.2 CLASSIFICAÇÃO DE LESÃO MEDULAR ESPINHAL .....	26
2.3 FUNÇÃO PULMONAR NA LESÃO MEDULAR ESPINHAL .....	29
2.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL.....	31
<b>2.4.1 Da Eletrologia à Eletroterapia</b> .....	<b>31</b>
<b>2.4.2 A Corrente Elétrica como Recurso Terapêutico</b> .....	<b>33</b>
<b>2.4.3 A Corrente Pulsada na Estimulação Elétrica</b> .....	<b>37</b>
<b>2.4.4 Estimulação Elétrica Funcional</b> .....	<b>38</b>
<b>2.4.5 Parâmetros de Modulação na Estimulação Elétrica Funcional</b> .....	<b>41</b>
<b>2.4.6 Estimulação Elétrica Funcional da Tosse em Indivíduos com Lesão Medular</b> .....	<b>42</b>
2.5 ELETROMIOGRAFIA: ESTUDO DO BIOPOTENCIAL MUSCULAR.....	44
<b>2.5.1 Interface Eletromiográfica e Aquisição do Sinal Biolétrico</b> .....	<b>45</b>
<b>2.5.2 Configurações de Eletromiograma</b> .....	<b>46</b>
<b>2.5.3 A Instrumentação Eletromiográfica</b> .....	<b>47</b>
<b>2.5.4 Processamento do Sinal de EMG</b> .....	<b>49</b>
<b>2.5.5 Eletromiograma da Tosse em Indivíduos com Lesão Medular</b> .....	<b>50</b>
<b>3 MATERIAS E MÉTODOS</b> .....	<b>52</b>
3.1 A PESQUISA.....	52
3.2 A PERGUNTA.....	52
3.3 BUSCA DE ARTIGOS CIENTÍFICOS .....	53
<b>3.3.1 Busca Eletrônica</b> .....	<b>53</b>
<b>3.3.2 Busca Manual</b> .....	<b>54</b>
3.4 SELEÇÃO DE ARTIGOS CIENTÍFICOS .....	54

<b>3.4.1 Critérios de Inclusão</b> .....	<b>54</b>
<b>3.4.1 Critérios de Exclusão</b> .....	<b>55</b>
3.5 EXTRAÇÃO E SUMARIZAÇÃO DOS DADOS .....	55
3.6 ANÁLISE CRÍTICA E AVALIAÇÃO DO RIGOR METODOLÓGICO .....	56
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>57</b>
4.1 EVIDÊNCIAS EXCLUÍDAS .....	59
4.2 EVIDÊNCIAS DA FES DE SUPERÍFICE PARA ASSISTÊNCIA A TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR ESPINHAL .....	60
4.3 EVIDÊNCIAS DA ELETROMIOGRAFIA DURANTE TOSSE VOLUNTÁRIA .....	66
4.4 RIGOR METODOLÓGICO DAS EVIDÊNCIAS INCLUÍDAS .....	68
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	<b>71</b>
5.1 EVIDÊNCIAS DA FES DE SUPERÍFICE PARA ESTÍMULAÇÃO DE TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR ESPINHAL .....	71
5.2 EVIDÊNCIAS DA ELETROMIOGRAFIA DURANTE TOSSE VOLUNTÁRIA .....	78
5.3 ANÁLISE DO RIGOR METODOLÓGICO DAS EVIDÊNCIAS INCLUÍDAS .....	80
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	<b>81</b>
<b>7 INVESTIGAÇÕES FUTURAS</b> .....	<b>83</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>84</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>94</b>
ANEXO A: Padrão Internacional de Classificação Neurológica de Lesão Medular Espinhal .....	95
ANEXO B: ESCALA PEDro .....	96
ANEXO C: STROBE .....	98
ANEXO C: PRISMA .....	100
<b>APÊNDICES</b> .....	<b>104</b>
APÊNDICE A: RELATÓRIO DE BUSCA .....	103
APÊNDICE B: ARTIGOS ACEITOS E PUBLICADOS .....	109

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Vista lateral da distribuição dos nervos espinhais .....	20
Figura 2: Organização espacial das áreas motoras e sensitivas da medula espinhal.....	21
Figura 3: A medula espinhal e seus envoltórios.....	23
Figura 4: Lesão medular traumática decorrente de fratura e luxação vertebral .....	25
Figura 5: Nível medular e função muscular respiratória.....	30
Figura 6: Fluxograma da trajetória metodológica da revisão sistemática da FES.....	57
Figura 7: Fluxograma da trajetória metodológica da revisão sistemática da EMG.....	58
Figura 8: Diagrama da Lesão medular traumática: do evento traumático à busca por novas alternativas terapêuticas .....	70

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Classificação funcional de lesão medular espinhal de acordo com ASIA .....	28
Tabela 2: Características dos diferentes tipos de fibra muscular e nervosa .....	39
Tabela 3: Artigos excluídos da estratégia FES.....	59
Tabela 4: Artigos excluídos da estratégia EMG.....	60
Tabela 5: Parâmetros de FES de superfície para estímulo da tosse em indivíduos com lesão medular espinhal .....	61
Tabela 6: Evidências de variáveis eletromiográficas descritos durante a tosse em indivíduos com e sem lesão medular .....	66
Tabela 7: Avaliação do rigor metodológico pelo STROBE: estudos observacionais de FES na assistência a tosse em indivíduos com lesão medular espinhal .....	68
Tabela 8: Avaliação do rigor metodológico pela PEDro: ensaio clínico randomizado de FES na assistência a tosse em indivíduos com lesão medular espinhal .....	69
Tabela 9: Avaliação do rigor metodológico pelo STROBE: estudos observacionais de EMG na tosse.....	69

## LISTA DE ABREVIACÕES

- Ag-AgCl – Prata Cloreto de prata
- ASIA – *American Spinal Injury Association*
- Ca ++ – Cálcio
- C1 – Primeiro nível medular cervical
- C3 – Terceiro nível medular cervical
- C4 – Quarto nível medular cervical
- C5 – Quinto nível medular cervical
- C7 – Sétimo nível medular cervical
- C8 – Oitavo nível medular cervical
- CVF – Capacidade vital funcional
- CV – Capacidade vital
- CI – Capacidade inspiratória
- CVM – Contração voluntária máxima
- DDP – Diferença de potencial
- EMG – Eletromiograma ou sinal eletromiográfico
- ECG – Eletrocardiograma
- EMG-S – Eletromiografia de superfície
- EMG-A – Eletromiografia de agulha ou invasiva
- FES – *Functional Electrical Stimulation*
- L1– Primeira vértebra lombar
- L2 – Segunda vértebra lombar
- LCE – Líquido cefalorraquidiano ou líquido
- MPU – *Motor Unit Potential*
- NSCISC – *National Spinal Cord Injury Statistical Center*
- PAF – Projétil de arma de fogo
- PEDro – *Physiotherapy Evidence Database*
- Pe – Pressão esofágica
- PEMax – Pressão expiratória máxima
- PFE – Pico de fluxo expiratório

Pga – Pressão gástrica

Pressão inspiratória máxima (PImáx)

PRISMA – *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*

PFT – Pico de fluxo da tosse

RMS – *Root Mean Square*

SNC – Sistema nervoso central

STROBE – *Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology*

T1 – Primeiro nível medular torácico

T2 – Segundo nível medular torácico

T6 – Sexto nível medular torácico

T10 – Décimo nível medular torácico

T12 – Décimo segundo nível medular torácico

VEF<sub>1</sub> – Volume expiratório forçado no 1º segundo

VM – Ventilação Minuto

VRE – Volume de reserva expiratório

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

A lesão medular é definida por uma alteração clínica na medula espinhal, cujo comprometimento parcial ou completo afeta diretamente a comunicação entre o sistema nervoso central e os órgãos efetores das funções. Com isso, indivíduos acometidos apresentam alterações que variam desde ausência de reflexos (arreflexia) até problemas cardiovasculares e respiratórios (CHILES; COOPER, 1996a; WATERS, et al. 1991).

Segundo a *National Spinal Cord Injury Statistical Center* (NSCISC, 2012a), o trauma mecânico decorrente de acidentes automobilísticos consiste na principal causa desta condição, prevalecendo lesões geradoras de tetraplegia completa. Com uma estatística desafiadora, a incidência destes traumas desafia constantemente a ciência na busca de recursos terapêuticos que minimizem os danos decorrentes das sequelas instaladas após o trauma. Com uma crescente prevalência no Brasil e no mundo, a lesão medular desafia a prevenção e os cuidados necessários durante a sobrevida após a doença (NSCISC 2012b).

Em indivíduos com tetraplegia, as complicações do sistema respiratório são responsáveis por mais de 20% das causas de morte que ocorrem, sobretudo, nos primeiros 6 meses após a lesão (NSCISC 2012c). Esta prevalência pode estar relacionada a alterações na mecânica respiratória, com aumento do tônus brônquico por estímulo parassimpático (MATEUS, et al. 2006a), fraqueza e/ou paralisia da musculatura respiratória, culminando em uma restrição pulmonar não parenquimatosa (SCHANS et al. 2000). A paralisia dos músculos abdominais produz redução da pressão expiratória máxima e, conseqüentemente afeta o pico de fluxo expiratório e a pressão expiratória máxima (MATEUS, et al. 2007a), e a tosse torna-se ineficiente, dificultando a higiene brônquica, favorecendo a retenção de secreção e o conseqüente surgimento de pneumonias, atelectasias e insuficiência respiratória, podendo levar ao óbito (WANG et al. 1997a).

A gravidade e o prognóstico funcional após a lesão medular podem ser identificados a partir da avaliação clínica de dermatomos e miótomos comprometidos, que também poderá refletir a condição da função muscular expiratória (AITO, 1993a). Na ocorrência de trauma entre os níveis motores medulares C3-C5, podem ocorrer disfunção diafragmática imediata e, conseqüentemente, culminar em insuficiência respiratória aguda. Entretanto, em lesões abaixo do quinto nível motor, a inervação e função diafragmática permanecem preservadas.



Lesões medulares inferiores ao quinto nível cervical (C5) repercutem diretamente na função muscular expiratória, comprometendo a contração de músculos como o reto e oblíquo abdominal, principais motores da expiração. Após o trauma medular espinhal, acreditava-se na inexistência de atividade elétrica muscular abaixo do nível da lesão, porém Detroyer e Estene (1986a) verificaram indícios de sinais de eletromiograma em alguns músculos durante a respiração espontânea de indivíduos com tetraplegias. Entre estes músculos, destaca-se o desempenho da porção clavicular do peitoral durante a expiração (DETROYER; ESTENE, 1991a).

Nesse contexto, intervenções específicas são necessárias para prevenir as complicações respiratórias em indivíduos com tetraplegia, cujo objetivo está centrado em auxiliar a mecânica muscular expiratória e devolver a capacidade de realizar contrações, que tem impacto direto na eficiência de tossir, manter as vias pérvias e promover higiene brônquica. Dentre estes recursos terapêuticos, podem-se citar formas distintas: as técnicas manuais de fisioterapia respiratória, a assistência mecânica da tosse e a estimulação elétrica funcional (FES). Esta última destaca-se com uma inovadora alternativa, eficaz e funcional. Isso porque a FES alcança contrações funcionais a partir da estimulação de fibras motoras, em músculos antes paralisados (REID et al. 2010a).

Portanto, a tosse eletricamente assistida favorece a contração dos músculos expiratórios que, por sua vez, ao se contraírem elevam o pico de fluxo expiratório e de tosse e auxiliam na higiene brônquica (BELL et al. 2007; CHENG et al. 2006a). Porém, o uso da FES para estímulo da tosse requer alguns ajustes, sobretudo no indispensável e desafiador sincronismo entre a fase de expiratória da tosse e o disparo da corrente elétrica com modulação de parâmetros seguros e eficazes.

Segundo Spivak (2007a), a assistência elétrica à tosse pode tornar-se mais sincrônica com a abertura da glote por meio da análise da atividade eletromiográfica de músculos ativos durante o final da expiração. Neste caso, o biopotencial do músculo poderia nortear o momento em que deve acontecer a estimulação elétrica dos músculos, para assim aproximar a tosse eletricamente assistida com a tosse voluntária. Nesse sentido, é necessário conhecer os parâmetros utilizados na estimulação elétrica funcional de superfície para assistência à tosse em indivíduos com lesão medular, simultaneamente ao estudo da atividade eletromiográfica durante a tosse voluntária.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Esta pesquisa tem como objetivo principal realizar uma revisão sistemática da literatura sobre os parâmetros de estimulação elétrica funcional de superfície aplicados na assistência à tosse em indivíduos com lesão medular espinhal e simultaneamente conhecer as variáveis eletromiográficas utilizadas no estudo da tosse voluntária.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos são delineados em três pontos:

- Identificar os parâmetros de estimulação elétrica funcional de superfície (músculos estimulados, localização e especificação dos eletrodos, amplitude da corrente elétrica, frequência de estimulação, largura e duração do pulso e tempo de estimulação) para estimular à tosse em indivíduos com lesão medular espinhal;
- Avaliar os efeitos da estimulação elétrica funcional de superfície na função pulmonar;
- Descrever variáveis eletromiográficas durante a tosse voluntária em indivíduos com e sem lesão medular.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### **2.1 MEDULA ESPINHAL: DA ESTRUTURA À LESÃO**

O sistema nervoso central (SNC) é formado pela medula espinhal, o encéfalo, tronco encefálico e cerebelo, sendo que estes últimos estão localizados no interior do crânio, protegidos por ossos, meninges e líquido cefalorraquidiano ou líquido cerebrospinal (LCE). A medula espinhal está alojada no interior da coluna vertebral, mas possui o mesmo aparato de proteção das demais estruturas do SNC. A medula não se estende por toda coluna, tem início no canal vertebral a nível do osso occipital, na base do crânio e percorre a coluna até a primeira (L1) ou segunda vértebra lombar (L2) (HERLIHY; MAEBIUS, 2002a).

Macroscopicamente, a medula espinhal é uma estrutura tubular de tecido nervoso, com cerca de 43 cm de comprimento e com diâmetro comparável ao dedo polegar (Figura 1). Durante sua extensão existem assimetrias ou dilatações, as chamadas de intumescência. Neste local, encontra-se a maior concentração de tecido nervoso ou de neurônios e a saída dos plexos braquial e lombos sacral que seguem inervando membros superiores, inferiores e alguns órgãos internos, respectivamente. Conforme a figura 1, pode-se observar que, da medula, emergem 31 pares de nervos espinhais, sendo 8 de origem cervical, 12 torácicos, 5 lombares, 5 sacrais e apenas 1 coccígeo (GRUENER; BILLER, 2008a; HERLIHY; MAEBIUS, 2002b).

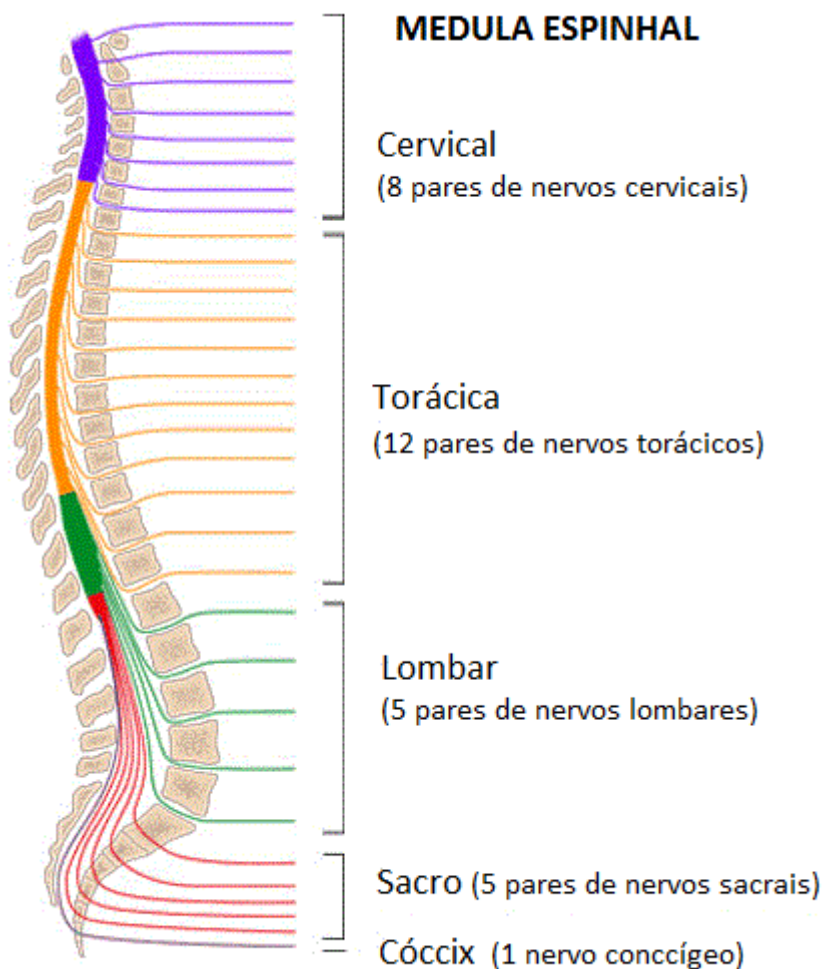


Figura 1 - Vista lateral da distribuição dos nervos espinhais

Fonte: Modificada dos autores: <http://www.mdsaude.com/2011/04/herpes-zoster.html>

Segundo Machado (2005a), em uma visão superficial, se percebe a medula como uma estrutura esbranquiçada, devido à presença de substância branca que perfaz toda sua face externa. E, em um corte transversal, apresentam-se as estruturas que delimitam a medula: sulcos laterais anteriores e posteriores, intermédio posterior, mediano posterior e a fissura mediana anterior. A substância branca é predominantemente formada por axônios mielínicos e células da glia, onde localizam-se os tratos nervosos, como o trato espinotalâmico, importante via ascendente de dor, pressão e tato. Uma visão esquemática destas vias pode ser visualizada na figura 2.

O centro medular é preenchido por núcleos, células da glia, corpos de neurônios e fibras amielínicas, sendo perifericamente delimitado pela substância branca nas regiões anterior, lateral e posterior, e ao centro preenchida pela substância cinzenta, que se dispõe no formato da letra “H” ou de uma borboleta. Em sua estrutura observam-se três colunas ou cornos: anterior, lateral e posterior. Comumente, alguns autores dividem funcionalmente a medula, como: porção anterior, motora e porção posterior, sensorial. Porém, conforme a figura 2, a distribuição das vias medulares sensórias e motoras é irregular (GUYTON; HALL 2011a; HERLIHY; MAEBIUS, 2002c; MACHADO, 2005b).

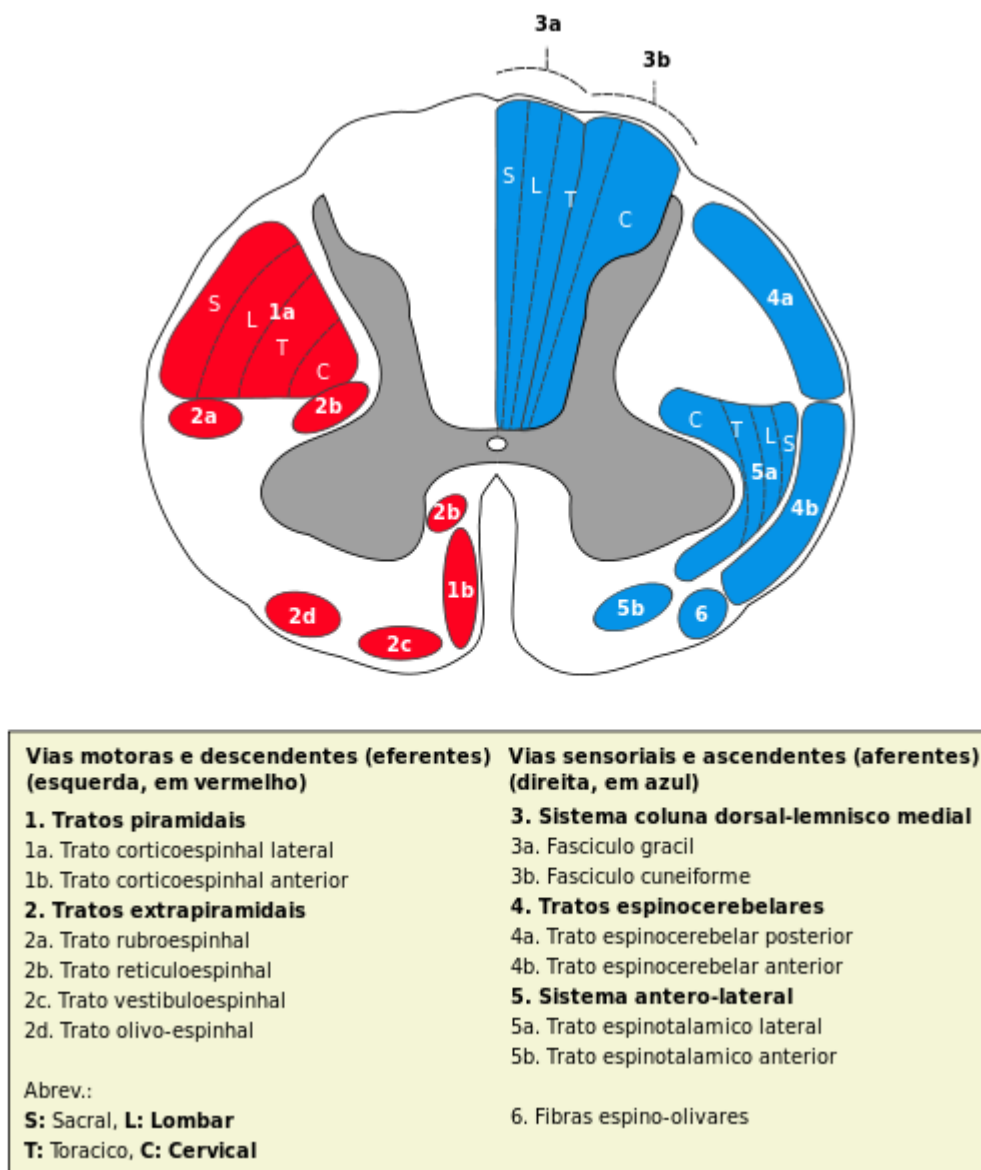


Figura 2: Organização espacial das áreas motoras e sensitivas da medula espinal  
 Fonte: Kandel et al. 2003

Bilateralmente, os cornos posteriores são separados pelo sulco mediano posterior e, lateralmente, estão os sucros intermédio e lateral posterior. Nesta região está localizado o fascículo grácil e cuneiforme responsáveis pela condução de informações relacionada à propriocepção, tato epicrítico, sensibilidade vibratória e estereognosia, além de informações oriundas dos membros superiores e da metade superior do tronco, e dos membros inferiores e da metade inferior do tronco respectivamente (DELAMARCHE et al. 2006). A distribuição das vias motoras e sensoriais é irregularmente disposta por quase toda extensão da medula, informação imprescindível para determinar a localização de uma lesão com base no comprometimento funcional.

As funções da medula podem ser resumidas em três principais: sensitiva, motora e reflexa, que funcionam de forma indissociável. Portanto, a medula espinhal não é apenas uma via entre o SNC e periférico, mas uma estrutura de funções complexas e organizadas (HERLIHY; MAEBIUS, 2002d; GUYTON; HALL, 2011b).

Sendo um órgão dotado de importantes funções, de acordo com Gruener e Biller (2008b), a medula espinhal dispõe do mesmo sistemático esquema proteção das demais estruturas do SNC, sendo envolvida por três membranas fibrosas envolvidas de fora para dentro, as meninges. A dura-máter é a mais superficial e densa das três, sendo rica em fibras colágenas e separada da meninge aracnóide pelo espaço subdural. A aracnóide localiza-se entre a meninge mais densa e mais delgada e externa, a pia-máter (Figura 3). Entretanto, as estruturas medulares não estão imunes a traumatismos e, por isso, podem ter comprometimento parcial ou total, implicando em disfunções motoras e sensitivas. Condição que pode ocorrer em virtude de doenças congênitas, crônicas, causas iatrogênicas e mais comumente por eventos traumáticos.

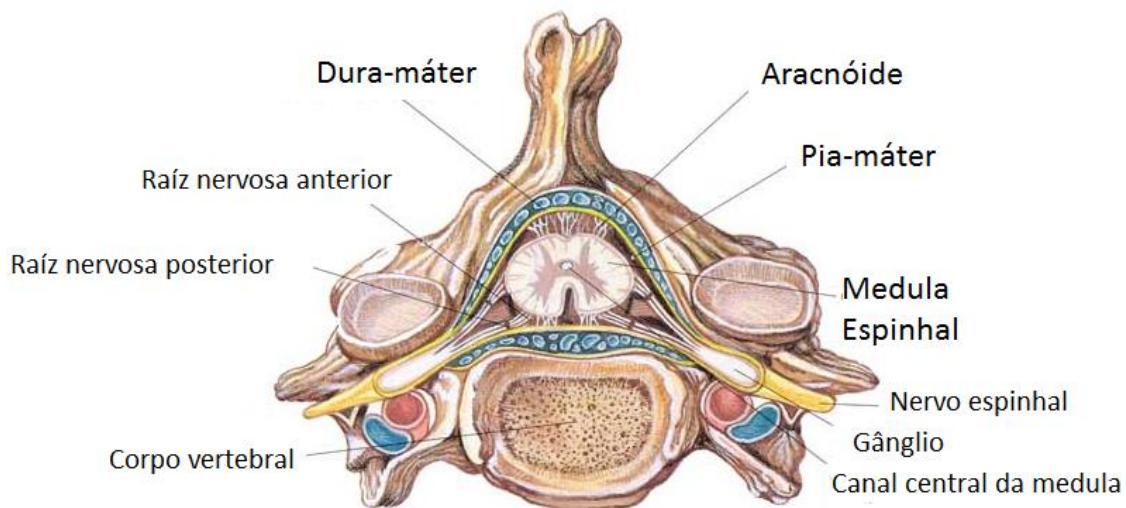


Figura 3: A medula espinhal e seus envoltórios

Fonte: Modificada dos autores: <http://www.Sogab.Com.Br/Anatomia/Sistemanervosojonas.Htm>

### 2.1.1 Lesão Medular: do mecanismo às implicações epidemiológicas

A lesão medular caracteriza-se por uma agressão na estrutura da medula espinhal ocasionando um comprometendo parcial ou total de funções sensitivas e/ou motoras abaixo do nível da lesão medular, sendo representada pelo segmento vertebral mais proximal com disfunção neurológica (NEVES, 2007). Este evento pode estar acompanhado de alterações clínicas e funcionais, cujas manifestações estão diretamente relacionadas ao nível e extensão da lesão (KANG et al. 2005a; MATEUS et al. 2007b). Classicamente, em lesões medulares completas, observam-se sinais de paralisia, perda de sensibilidade tátil, dolorosa, térmica, prejuízo da propriocepção e alterações do controle esfíncteriano (urinário e fecal).

Os segmentos da coluna vertebral podem ser utilizados para qualificar os tipos de lesão medular com base no nível do trauma, como no caso das tetraplegias e paraplegias. Entretanto a medula espinhal não tem a mesma extensão da coluna vertebral, portando não há equivalência exata entre o nível da lesão medular e o nível da fratura vertebral. Lesões localizadas na coluna cervical repercutem em plegia (ausência de movimento) ou paresia (diminuição da força muscular) dos membros superiores e inferiores, configurando uma tetraplegia. Mas, caso o trauma ocorra na coluna cervical alta, ou seja, entre os níveis C1 a C3 há frequentemente insuficiência respiratória em detrimento da comunicação entre a medula e o nervo frênico responsável pela inervação do músculo diafragma (AITO, 2003b). Entretanto, em lesões abaixo de C5, a função

inspiratória é preservada e a disfunção é predominantemente expiratória (BRASIL, 2007; VÁZQUEZ, et al. 2013).

A fase aguda da lesão ou choque medular pode se estender por vários meses. Sendo que nesta condição, o indivíduo apresenta flacidez, arreflexia e ausência ou dificuldade de movimentos em membros superiores e inferiores, alretenção urinária. No entanto, durante a evolução clínica e geralmente até o 6º mês após a lesão, este quadro pode ser alterado com o retorno de alguns reflexos e de movimentos nos membros anteriormente paralisados, como a retenção urinária substituída por urgência para urinar ou incontinência urinária. (BRASIL, 2009a; KIRSHBLUM et al. 2007).

Segundo a *National Spinal Cord Injury Statistical Center* (2012c), a lesão medular traumática cervical é a mais frequente, ocorre a partir de movimentos de hiperflexão, hiperextensão, rotação e compressão da coluna cervical em alta velocidade e grande impacto, que pode culminar em fratura-luxação vertebral (BRASIL, 2009b). A partir disso, ocorrerá ruptura de estruturas ligamentares e vasculares, luxação do corpo vertebral, protrusão do disco intervertebral e até mesmo fratura de uma ou mais vértebras (Figura 4).

Na ocorrência de deslocamento do corpo ou fragmentos vertebrais para o canal medular, vasos sanguíneos são lesados e rapidamente evolui para um edema medular no interior do canal central, causando compressão de estruturas nervosas (MCDONALD; SADOWSKY, 2002). De acordo com o Guia de Cuidados a Pessoa com Traumatismo Medular (BRASIL, 2009a), 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 proliferação de células da glia e formação de tecido cicatricial.

O nível, extensão e magnitude da lesão medular repercutem diretamente na condição clínica do indivíduo. Por esta razão, a classificação da lesão medular espinhal não se limita apenas à segmentação do trauma, mas aos aspectos funcionais, como sensibilidade e força.





Figura 4: Lesão medular traumática decorrente de fratura e luxação vertebral

Fonte: Modificado dos autores: <http://fisioterapiadenisepriipas.blogspotcom.br/2011/07/lesaomedular.html>

### 2.1.2 Aspectos Epidemiológicos

Os Estados Unidos da América possuem sistemáticos programas para notificação de incidência e prevalência de lesão medular. Segundo DeVivo (2012), após uma exaustiva consulta a bancos de dados americanos, como o NSCISC, conclui-se que o país tem o maior número de lesados medulares do mundo. Acontecem aproximadamente 12.000 novos casos por ano, predominando as lesões cervicais incompletas. O relatório anual da *National Spinal Cord Injury Statistical Center* (2012c) aponta que, nos últimos seis anos, os acidentes automobilísticos, seguido por quedas e violência correspondem às principais causas de lesão medular traumática nos países pesquisados. E mais da metade da população acometida corresponde a adultos jovens e profissionalmente ativos durante o período da lesão.

No Brasil, dados desta natureza ainda são subnotificados e não há uma estatística precisa da incidência, prevalência e causas de lesão medular. Porém, alguns estudos apontaram causas semelhantes às observadas em países estudados, como quedas, traumatismo provocado por projétil de arma de fogo (PAF) e acidentes automobilísticos (FAVA, 2011; NORONHA, 2008; SISCÃO et al. 2007; PEREIRA; JESUS, 2011). Neste sentido, o Ministério da Saúde do Brasil (BRASIL, 2012b) afirma que ocorrem aproximadamente 6 a 8 mil novos casos de lesão medular ao ano.

No Brasil, o contingente de indivíduos com lesão medular também abrange pessoas economicamente ativas, cujas lesões oriundas de traumas são mais frequentes.

Na população de lesados medulares, predominam sujeitos do gênero masculino, que corresponde a até 80%, e em 60% dos casos o trauma medular acontece entre 10 e 30 anos de idade (BRASIL, 2012c). Atualmente, há evidências do crescimento na expectativa de vida de pessoas com lesão medular, fato atribuído ao maior controle de morbidades após disfunções orgânicas decorrentes da lesão medular e/ou em virtude do surgimento e aprimoramento de recursos terapêuticos eficientes no controle das sequelas.

Apesar do avanço de recursos e condutas terapêuticos voltados para o indivíduo acometido por uma lesão medular, existem disfunções inevitáveis, sobretudo quando se trata de lesões medulares cervicais. Segundo Hagen et al. (2010), estes indivíduos têm maiores chances de óbito, sendo a taxa de indivíduos do sexo feminino maior que sujeitos do sexo masculino. Todavia, independente do sexo, a principal responsável por estas preocupantes estatísticas estão relacionadas ao sistema respiratório, que, em virtude da fraqueza muscular inspiratória em lesões cervicais altas, e disfunção muscular expiratória em lesões cervicais baixas, favorece a ocorrência de insuficiência respiratória, pneumonias e atelectasias.

Desta forma, estas complicações não representam apenas causa primária de morte nos primeiros seis meses após a lesão medular, mas consiste na causa fundamental de internação e reinternação durante a sobrevivência de indivíduos com lesão medular (NSCISC, 2012d). Esta problemática motivou uma gama de pesquisas na ânsia de compreender o mecanismo fisiopatológico da lesão no sistema respiratório, qualificar diferentes tipos de lesão e sugerir alternativas terapêuticas direcionadas às respectivas alterações fisiológicas. Entretanto, apesar de todo conhecimento atualmente atrelado ao tema, atenuar danos decorrentes da lesão medular consiste em um desafio na busca de recursos e condutas mais eficazes e efetivos.

## 2.2 CLASSIFICAÇÃO DE LESÃO MEDULAR ESPINHAL

Até meados da década de 80 não havia uma padronização na avaliação e classificação de lesão medular. Mesmo com a existência de algumas escalas, nenhuma delas atendia plenamente a complexidade da avaliação da lesão medular. Com isso, o diálogo entre os profissionais, o acompanhamento longitudinal de indivíduos e a reprodutibilidade de dados não poderiam ser facilmente compreendidos. A partir disso, pesquisadores da *American Spinal Injury Association (ASIA)* e *International Medical Society of Paraplegia (IMSOP)* instituíram uma nova escala de avaliação, cujo nome

estabelecido foi *Standard Neurological Classification of Spinal Cord Injury* ou simplesmente ASIA (NSCI, 2011).

Desde sua concepção, a ASIA passou por algumas alterações, tornando-se o paradigma e mais completa alternativa de avaliação do prognóstico funcional da lesão medular, após aglutinar em uma mesma ferramenta escores motor e sensitivo. As funções sensitivas são avaliadas a partir do exame neurológico, que observa a sensibilidade profunda e superficial, sendo a primeira aferida por um objeto pontiagudo, como uma agulha, enquanto na segunda pode ser utilizado um de algodão. Nesta fase, determina-se o nível sensitivo, representado pela altura mais caudal da medula espinal com sensibilidade preservada em ambos os lados do corpo (SPECIALI, 1997).

A avaliação sensorial acontece em uma região padrão para cada um dos 23 pares de dermatômos, que para Machado (2005c) são territórios cutâneos inervados por fibras de uma única raiz dorsal, recebendo o mesmo nome da raiz que o inerva. O mapa da distribuição dos dermatômos pode ser consultado na íntegra no anexo A. As possibilidades de classificação da sensibilidade são: 2 - normal 1 – hipoestesia e 0 – ausente. Portanto, na função sensitiva integralmente normal o índice sensitivo total na ASIA pode atingir 112 pontos (ASIA, 2013a).

Enquanto na avaliação motora 10 pares de músculos chave são utilizados para teste. Durante o procedimento, um examinador solicita que o indivíduo realize a contração muscular e assim movimente o membro examinado. Após isso, a contração realizada receberá uma pontuação, cuja graduação segue os requisitos da *Medical Research Council Scale of Muscle Strength*, que varia de 0 a 5 na escala de força e cada número representa um desempenho na contração: 0 - ausência de movimento (paralisia), 1- não realizada movimento contra gravidade, 2 – realiza movimento em toda amplitude, com gravidade eliminada, 3 – realiza movimento contra gravidade, 4 – realiza movimento contra alguma resistência, 5 – realiza movimento contra resistência total (ASIA, 2013b).

Na função motora normal, o índice motor atingirá até 100 pontos, pois os 10 pares de músculos são avaliados bilateralmente na ASIA. Nesta fase do exame, a unidade funcional investigada são os miótomos, representados pelo conjunto de fibras musculares inervadas por axônios motores de cada segmento medular. Com isso, se estabelece o nível motor, o segmento medular mais inferior em que músculos-chave apresentam grau força igual a 5 e músculos-chave dos segmentos superiores normais (ASIA, 2013c).

Com a avaliação dos escores motor e sensitivo, o indivíduo com lesão medular poderá ser classificado em cinco categorias: A, B, C, D, E, sendo que cada uma destas implica em diferentes condições clínica e funcional. Na classificação “A”, os indivíduos apresentam ausência das funções motora e sensitiva, além de um sinal restrito a esta classificação, a ausência de reflexo no segmento sacral S4 - S5. A evidência deste último é obtida pelo reflexo bulbocavernoso, através da pressão na glânde do pênis e respectiva ausência de contração anal, confirmando uma lesão medular completa. (ASIA, 2013d).

As demais classes da ASIA contemplam tipos de lesões incompletas (B, C, D) e o estado normal (E). Portanto, em “B” existe função sensitiva presente, preservação da do segmento sacral S4-S5, mas ausência função motora. Em “C” ambas as funções, motora e sensitiva estão presentes, mas os músculos avaliados abaixo da zona de lesão não realizam movimento contra a gravidade, ou seja, apresenta grau de força inferior ao escore 3. Enquanto em “D” além de preservação das funções motora e sensitiva, os músculos-chaves são capazes de realizar movimento contra gravidade e até mesmo contra resistência, por fim o escore “E” corresponde ao indivíduo que não apresenta alteração sensitiva e motora de acordo com os itens da ASIA (ASIA, 2013e). Os indícios citados anteriormente seguem resumidos na tabela 1 ou podem ser consultados na íntegra no anexo A.

Tabela 1: Classificação de Lesão Medular Espinhal de acordo com *American Spinal Injury Association*

Classificação	ASIA			
	Função Sensitiva	Função Motora	Segmento Sacral (S4 – S5)	Grau de força
A – Completa	-	-	-	-
B – Incompleta	+/-	-	+	-
C – Incompleta	+/-	+	+	<3
D – Incompleta	+/-	+	+	>3
E – Normal	+	+	+	=5

Legenda: (-) Função ausente; (+) Função presente; (+/-) Função ausente ou presente.

## 2.3 FUNÇÃO PULMONAR NA LESÃO MEDULAR ESPINHAL

A preocupação com repercussões da lesão medular cervical no sistema respiratório perfazem quase toda sobrevida do indivíduo, mas, em virtude do maior número de intercorrências e óbito ocorrem na fase aguda, os primeiros seis meses exigem maior vigilância. Indivíduos com lesões cervicais e classificados pela ASIA nas categorias A, B ou C são os mais vulneráveis às complicações pulmonares (CARDENAS et al. 2004; URDANETA e LAYON, 2003). Conforme esquematizado na figura 5, o nível da lesão está diretamente relacionado ao tipo de disfunção pulmonar, que pode ter predominância inspiratória atrelado de disfunção expiratória ou preponderância expiratória.

Em lesão cervical alta ocorre paralisia ou fraqueza do principal músculo inspiratório, o diafragma, em virtude das raízes nervosas do nervo frênico emergirem do segmento medular entre C3 a C5. Deste modo, uma lesão na estrutura nervosa incidirá diretamente na função muscular inspiratória. Provocando um padrão respiratório paradoxal, prejudicando a função pulmonar pelo prejuízo nas pressões respiratórias máximas, volumes e capacidades pulmonares (MATEUS et al. 2007c; MCCOOL; TZELEPIS, 2012). Além disto, em lesão medular cervical alta, a respiração pode ser subitamente interrompida, necessitando de imediata assistência ventilatória para manter a ventilação, e conseqüentemente as funções vitais (CHILES; COOPER, 1996).

Independente do nível motor da lesão medular cervical, a função expiratória será prejudica, em detrimento da inervação dos principais músculos expiratórios: reto abdominal, intercostais internos e oblíquos abdominais externos e internos. Neste cenário, ocorrerá fraqueza, paralisia total ou parcial e atrofia destes músculos. Clínicamente repercute na mecânica pulmonar, culminando em uma restrição pulmonar não parenquimatosa. Com isso, o sujeito com lesão medular torna-se incapaz de gerar alta pressão intra-abdominal, picos de fluxo expiratório (PFE) e picos de fluxo de tosse (PFT) eficazes, implicando diretamente na restrição de um importante mecanismo de higiene brônquica, a tosse. Após a lesão medular, haverá maior atuação do sistema nervoso parassimpático, que associado à tosse ineficaz, consolida um campo propício para o desenvolvimento de pneumonias e atelectasia, podendo evoluir para insuficiência respiratória e óbito (AITO, 2003c; KOWALSKI, et al. 2007; MCKAY et al. 2011).

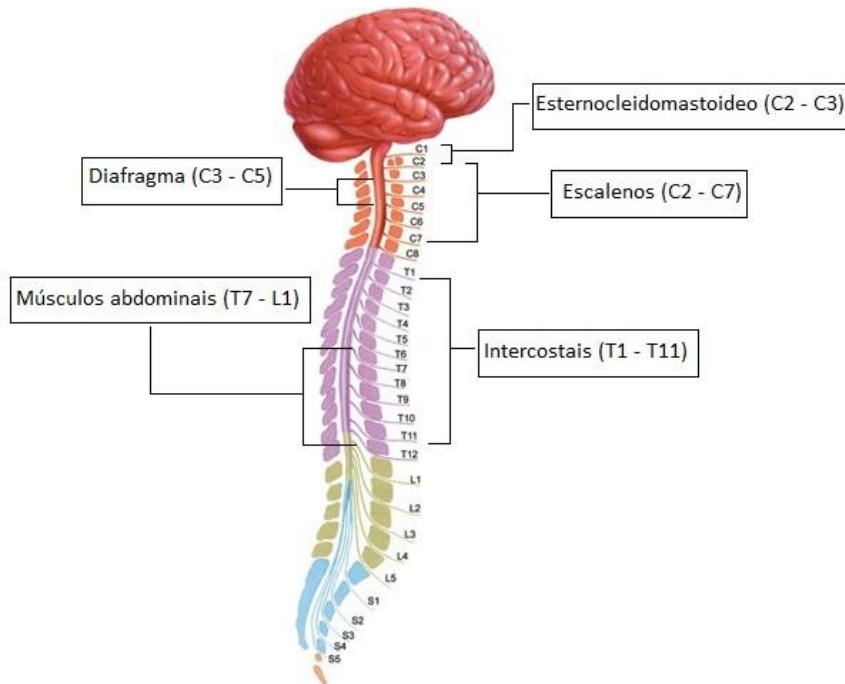


Figura 5: Nível medular e função muscular respiratória

Fonte: Modificado dos autores em: <http://www.rollingryan.com/page/sci101.html>

A magnitude da tosse pode ser avaliada pelo pico de fluxo de tosse (PFT) em condições fisiológicas ou em disfunção. Conforme a revisão da literatura de Freitas et al. (2010), o PFT apresenta 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 brando com fluxo inferior a 160 L/min. Desta forma, tal parâmetro será alterado após a lesões medulares, sobretudo nas lesões cervicais em virtude da relação inversamente proporcional entre o nível da lesão e o pico de fluxo de tosse, ou seja, quando mais alta a lesão menor o desempenho da tosse (WANG et al. 1997b).

No entanto, além do PFT, outras medidas de função pulmonar podem estar prejudicadas pela disfunção muscular causada pela lesão medular, dentre elas: a capacidade vital forçada, pressão inspiratória e expiratória máxima e o volume expiratório forçado no primeiro segundo, cujo comportamento também estará diretamente relacionado ao nível de lesão medular (BAYDUR et al. 2001; MATEUS et al. 2007d).

Diante disso, melhorar a função muscular expiratória consiste no principal desafio para atenuar os prejuízo da função pulmonar e assim tentar minimizar a ocorrência de pneumonias e atelectasia. No que diz respeito à função muscular expiratória em lesados medulares, alguns estudos evidenciaram atividade elétrica muscular em locais

específicos, sendo destacado o papel da porção clavicular do peitoral maior em indivíduos com lesão medular abaixo de do quinto nível cervical (C5) (DETROYER; ESTENE, 1991b). Esta evidência sugere que recursos e condutas devem ser aplicados nos músculos expiratórios, sobretudo na região abdominal, com o objetivo de desenvolver maiores PFT e, assim, contribuir com a higiene brônquica através da tosse assistida (MCBAIN et al. 2013a). Dentre uma gama de recursos, a estimulação elétrica funcional (FES) comumente utilizada na estimulação musculoesquelética vem crescendo como uma alternativa cada vez mais eficaz e funcional na assistência à tosse (CHENG et al. 2006b; GATER et al. 2011).

## 2.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

### 2.4.1 Da Eletrologia à Eletroterapia

Historicamente o uso da eletricidade como recurso terapêutico data de anos antes de Cristo, ainda no Egito peixes elétricos emitiam descarregas elétrica com finalidade analgésica (AGNES, 2011). Em um contexto mais contemporâneo, a resolução nº. 08, de 20 de fevereiro de 1978 do Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO), esclarece que o uso da terapia física por meio de recursos eletroterapêuticos constitui uma das competências do profissional de fisioterapia. E nesse sentido, o mesmo deve estabelecer o recurso utilizado, determinar a dosimetria, modular os parâmetros de estimulação elétrica e planejar metas com objetivo de reparar danos oriundos de uma disfunção orgânica (BRASIL, 1978).

Da eletrologia à eletroterapia, alguns conceitos da física estão intimamente relacionados aos dados biológicos, sendo esta interface imprescindível para a compreensão da corrente elétrica como base para recursos eletroterapêuticos. Apesar de atualmente o assunto acumular um extenso curso de descobertas, experiências e relatos científicos, muitas questões ainda estão vinculadas ao empirismo, tal como os parâmetros de muitos recursos eletroterapêuticos.

A eletroterapia engloba vários recursos terapêuticos que utilizam a corrente elétrica como mecanismo terapêutico, com propósito analgésico ou excitatório. Porém, o mecanismo de ação da corrente elétrica para obtenção desses efeitos depende do entendimento de outros conceitos. O estudo dos efeitos da corrente elétrica no corpo humano pode ser iniciado pelo conceito mais básico, a carga elétrica, definida como a propriedade elétrica do átomo, assume três formas básicas: positivamente carregada (próton), negativamente carregada (elétron), e neutra (nêutrons) que contém o mesmo número de cargas positivas e negativas (ROBERTSON et al. 2009a). A carga elétrica possui duas propriedades: repulsiva e atrativa. Deste modo, cargas de mesma polaridade se repelem e cargas de polaridade diferentes se atraem, neste evento, é criada entre as cargas uma zona de força, o campo elétrico (MENDES, 2010a).

Comumente descritos em livros de física básica, a carga e outras variáveis elétricas são atreladas a alguma unidade de medida, estabelecidas pelo Sistema Internacional (SI). No que tange à carga elétrica, o *Coulomb* (C), corresponde à sua unidade de medida. Após conhecer o conceito e as propriedades da carga elétrica em repouso, a transição desta para um contexto dinâmico implica em novas discussões. Matematicamente, a variação da carga em relação ao tempo ou simplesmente o movimento destas partículas através de um condutor no campo elétrico contempla o conceito de corrente elétrica, cuja unidade de medida é *Ampère* (A) (ALEXANDER; SADIKU, 2008a).

O deslocamento da corrente elétrica em um circuito elétrico ou no sistema biológico está condicionado ao surgimento de uma força eletromotriz que, a partir de uma diferença de potencial (ddp) entre dois pontos, une cargas com polaridade semelhante e afastam cargas diferentes. Esta força eletromotriz é definida como voltagem, cuja unidade de medida padrão é o *Volt* (V) (ALEXANDER; SADIKU, 2008b).



Em um sistema elétrico o fluxo da corrente depende de variáveis, como resistência (R) e condutância (G). Para Mendes (2010b), a resistência estabelece a dificuldade enfrentada pelas partículas durante o deslocamento. De maneira inversa, a condutância representa a facilidade de condução dos elétrons. No que diz respeito à transferência da corrente elétrica do meio externo para o corpo humano, outras questões são inseridas neste eixo. Para transmitir carga elétrica, os equipamentos de eletroterapia necessitam de elementos armazenadores de cargas, como o capacitor, que formados por duas placas de um material condutor e separados por um isolante e dotados de capacitância (C) acumulam cargas por meio da aplicação de uma tensão (ROBINSON; SYNDER-MACHLER, 2010a).

#### **2.4.2 A Corrente Elétrica como Recurso Terapêutico**

O movimento de partículas eletricamente carregadas pode se apresentar de diversas formas e receber classificações diferentes: a corrente elétrica pode ter um fluxo contínuo e unilateral de elétrons, chamada de corrente contínua (CC), com fluxo variante no tempo e no sentido (corrente alternada - CA), e ainda se apresentar na forma pulsos ou trens de pulsos interrompidos por intervalos de tempo - corrente pulsada (CP). Uma vez aplicada ao corpo humano, a corrente elétrica se depara com uma fonte condutora de energia, em virtude do significativo percentual de água na composição de células, tecidos e órgãos (ROBERTSON et al. 2009a).

Cada uma das configurações de corrente elétrica pode implicar em uma medida eletroterapêutica distinta. A CC mantém uma amplitude constante de elétrons em uma única direção, culminando em uma polarização na região estimulada, causando reações químicas eletrolíticas, tais como alterações do pH. O eletrodo negativo (cátodo) atrai cargas positivas e torna o meio alcalino, enquanto que o eletrodo positivo (ânodo) concentra cargas negativas, tornando o meio ácido, podendo causar desconforto e até mesmo hiperemia local (LIANZA, 2003 *apud* PEPINO 2011a).

Segundo Robertson et al. (2009b), este é o mecanismo básico da CC na configuração polarizada, enquanto na forma despolarizada o fluxo de elétrons contínuo muda de sentido e atenua a carga elétrica. Tal formato de CC tem a finalidade de proteger o tecido de possíveis incômodos e lesões, tornando-a mais próxima das características da CA. Porém, os parâmetros de frequência e pulso em cada uma delas são distintos e, por isso, produzem efeitos também diferentes. Apesar de dolorosa, a CC apresenta interessante aplicabilidade na iontoforese devido ao efeito eletrolítico, no aumento do fluxo de sangue e no eletrodiagnóstico muscular.

Semelhante à CC despolarizada, a CA apresenta fluxo contínuo e bidirecional de elétrons, que partem de um devido local e retornam para o mesmo anulando a carga e por isso produz efeito elétrico e não eletrolítico. Na representação gráfica, a CC é simulada por uma linha reta, enquanto a CA geralmente tem uma morfologia senoidal, que pode ainda variar graficamente para assimétrica, triangulares e retangulares. Quanto aos parâmetros, a CA exibe uma relação inversamente proporcional entre pulso e frequência e pode ser modulada na amplitude e no tempo. O primeiro combina duas fontes de corrente alternada de frequência distinta e obtém uma corrente interferencial. Enquanto o segundo tipo de modulação pode ser utilizado para diferentes tipos de estimulação, sendo a corrente russa a mais notória delas. Os efeitos obtidos por meio de pulsos polifásicos da corrente são favoráveis à estimulação de músculos com inervação motora preservada (KITCHEN, 2003a).

A CA pode atuar como um ciclo de pulso polifásicos repetidos, como no modo *burst* ou de forma interrompida, quando há intervalos de tempo suficientes para repouso muscular entre a estimulação. Situação semelhante ao que acontece na eletroestimulação por corrente pulsada (CP). Segundo Junior (2005a), o termo CP é pouco comentado em algumas literaturas, pois pode-se referir a CP conceitos de CC interrompida ou CA interrompida, tal analogia acontece em virtude da CP ser um fluxo de elétrons uni ou bidirecional, mas com pausas finitas no seu curso. Mecanismo que a torna mais funcional e a forma de corrente mais utilizada na prática clínica.

A intermitência do pulso elétrico consiste no principal atributo da corrente pulsada, sendo caracterizado por um episódio de partículas elétricas interrompido por intervalos finitos de tempo. A partir da aplicação da diferença de potencial, podem-se obter dois tipos de corrente: monofásica ou bifásica. A corrente pulsada monofásica resulta da aplicação de uma voltagem fixa aplicada a uma determinada resistência e resultando em um fluxo unidirecional e intermitente de elétrons. No modo bifásico, uma voltagem alternada causa um fluxo bidirecional e oscilante de cargas elétricas, cujos efeitos fisiológicos serão descritos no próximo tópico (JUNIOR, 2005b; ROBERTSON et al. 2009c).

Para transmitir uma corrente elétrica ao corpo, um campo elétrico deve ser formado, em que a corrente será transmitida através de eletrodos dispostos de diferentes formas no corpo: superficial (na superfície da pele), percutâneos (dispostos na pele e no músculo) ou implantados intramuscularmente.

De acordo com Gave (2011a), os eletrodos apresentam basicamente duas configurações, positiva e negativa, sendo respectivamente nomeados de ânodo e cátodo. Em contato com a pele, os eletrodos enfrentam resistências para transmitir a corrente elétrica do estimulador a pele, seja pela pilosidade ou oleosidade cutânea ou pelo excesso de tecido adiposo na região estimulada. Para minimizar a impedância entre a pele e eletrodos de silicone e carbono utiliza-se gel condutor composto basicamente por água, porém existem eletrodos mais práticos, confortáveis e seguros que descartam a necessidade de gel condutor, como os eletrodos autoadesivos. Na literatura, eletrodos de metal ou de esponjas também são mencionados como alternativas para conduzir corrente elétrica para a superfície do corpo. Outros fatores associados aos eletrodos como: disposição, tamanho e técnica de colocação também repercutem diretamente no transporte da corrente elétrica ao corpo humano (JUNIOR, 2005c; SCHUSTER, 2009a).

A distância entre eletrodos reflete diretamente na concentração de corrente elétrica, ou seja, quanto mais próximos, maior a densidade de corrente. Quanto ao tamanho, eletrodos de maior tamanho dispersam mais a corrente e são mais confortáveis, enquanto eletrodos de menor dimensão concentram maior quantidade de corrente e por isso, podem provocar desconforto. Dispostos na pele, os eletrodos podem ser aplicados de forma monopolar, em que um eletrodo transmite a variação da corrente elétrica (eletrodo de ativo) é posicionado diretamente sobre a região que se deseja estimular e outro eletrodo com potencial constante (eletrodo de referência) é colocado em outra região. Na configuração bipolar os eletrodos geralmente têm a mesma dimensão e dispersão de corrente (GAVE, 2011b).

A corrente elétrica disposta nos eletrodos é gerada por meio de um eletroestimulador ou estimulador elétrico, que recentemente passaram de estimuladores analógicos a equipamentos integradores de funções matemática e decisões computadorizadas, os estimuladores microprocessados. Segundo Pepino (2011b), estes equipamentos são projetados para diversas utilidades e algumas características são comuns nos estimuladores elétricos: multicanais de saída, estimulação bifásica, corrente de saída constante, parâmetros programáveis, isolamento elétrica, capacidade de estimular tecidos de alta impedância e interface amigável. Entretanto, sua estrutura funcional agrega dois circuitos diferentes, um gerador de padrões, responsável pela definição de parâmetros de estimulação elétrica: amplitude de corrente, duração de pulso, frequência; e um circuito de potência, cuja função consiste em amplificar os parâmetros supracitados.

Os estimuladores elétricos podem funcionar a partir de dois mecanismos de saída: controlados por tensão ou controlados por corrente, cujo objetivo principal é oferecer mais segurança durante a estimulação. Sendo assim, estimuladores controlados por fonte de corrente permanecem com esse parâmetro estável a qualquer mudança na interface eletro-pele, enquanto a tensão varia. Enquanto eletroestimuladores controlados por tensão, podem alterar a amplitude da corrente, mas a tensão permanece estável (JUNQUEIRA et al. 2012).

### 2.4.3 A Corrente Pulsada na Estimulação Elétrica

A corrente pulsada pode ser disposta na forma de pulsos alternados ou em pulsos em série, chamados de trens de pulsos ou *burst*. O pulso pode variar quanto às características: números de fases, em monofásico, bifásico, trifásico, polifásico; quanto à simetria das fases, em simétrica ou assimétrica; na forma de onda, em retangular, quadrada, triangular, dente de serra, senoidal, exponencial e no tempo, como equilibrado ou desequilibrado (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2010b).

As fases do pulso são definidas a partir do comportamento durante sua trajetória, pode se deslocar em uma direção apenas, quando monofásico ou percorrer também o sentido oposto, quando bifásico. Ondas bifásicas podem ter a mesma quantidade de corrente elétrica na primeira e segunda fase (simétrica) ou disponibilidade de corrente diferentes (assimétrica). Outro dado que contribui para as distintas classificações é o comportamento espacial da onda no tempo: se o tempo da primeira fase for semelhante ao tempo da segunda haverá uma configuração de onda equilibrada, caso o tempo entre as fases seja diferente, existirá uma forma desequilibrada (JUNIOR, 2005d).

A corrente pulsada consiste no principal mecanismo de estimulação elétrica motora e sensitiva, cujo objetivo é estimular o sistema sensoriomotor por meio da estimulação do nervo periférico íntegro. A partir desta corrente, podem-se obter dois tipos básicos de estimulação: *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* originalmente do inglês ou estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) e a *Functional Electrical Stimulation* (FES), ou simplesmente estimulação elétrica funcional (KITCHEN, 2003b). Neste primeiro modo, a corrente pulsada modulada para TENS é teoricamente utilizada para atenuação de quadros dolorosos agudos. O controle da dor pela TENS, sustenta-se na teoria das comportas da dor que por meio da inibição pré-sináptica das fibras A  $\beta$  e C reduzem a excitabilidade das células nociceptivas, implicando em menor percepção da dor (AGNE, 2009; CHESTERTON et al. 2013; PALMER et al. 2014).

Os diferentes modos de TENS variam conforme a variação do pulso, frequência e amplitude de corrente, sendo descritos na literatura cinco modos distintos: convencional (50  $\mu$ s; 40-150Hz), acupuntura (0,2 ms; 2Hz), pulsada, breve íntensa (0,2 ms; 100Hz) e modulada. Mesmo conhecidos e constantemente utilizados para atenuar sintomas dolorosos e aumentar o fluxo sanguíneo local, não há consenso científico e sistematização específica dos parâmetros e efeitos obtidos através dos diferentes modos

de TENS. Nesse sentido, pesquisas científicas no Brasil e no mundo continuam sendo realizadas para aprimorar e fundamentar os efeitos de diferentes modulações de corrente eletroterapêuticas no processo de reabilitação (GONÇALVES, 2005; ROBERTSON et al. 2009d; SBRUZZI et al. 2012).

#### **2.4.4 Estimulação Elétrica Funcional**

De outro modo, a corrente pulsada pode ser utilizada para gerar a estimulação elétrica funcional (FES) que, com modulações diferentes, é capaz de estimular o nervo motor e obter como resultado a contração muscular funcional. Ou seja, a FES não consiste em um tipo de corrente elétrica, mas um método de estimulação elétrica, cujo principal objetivo é gerar um movimento funcional a partir de uma contração muscular artificial (BOHÓRQUEZ et al. 2013a). Tal artifício é habitualmente utilizado por profissionais de fisioterapia no processo de reabilitação. Para entender o mecanismo de contração artificial é preciso compreender a morfologia e fisiologia neuromuscular, pois este tipo de contração produz efeitos diferentes da contração fisiológica.

Basicamente, a estrutura do músculo esquelético apresenta dois tipos de fibras: tipo I ou tônicas e tipo II ou fásicas. O primeiro tipo consiste em fibras responsáveis pela postura e contrações estáticas, possuem cor avermelhada devido à estrutura rica em mioglobina e mitocôndrias, e são consideradas fibras de resistência e velocidade lenta o que implica em maior habilidade aeróbica frente às fibras fásicas. De outra forma, as fibras tipo II atuam na execução de movimentos precisos e finos, com uma arquitetura pobre em mioglobina e oxigênio possuem maior vulnerabilidade à fadiga (GUYTON; HALL, 2011c).

Fisiologicamente, a contração muscular acontece a partir de um estímulo oriundo do sistema nervoso central que, por meio da despolarização da fibra nervosa segue com esta informação ao terminal axonal do neurônio motor. O princípio deste mecanismo acontece em nível da célula muscular esquelética que, apesar da estrutura semelhante às demais células eucarióticas, possui nomenclaturas específicas em alguns de seus componentes, tal como a membrana que envolve as organelas, o sarcolema. Uma vez enviados os estímulos de neurônio motor à junção neuromuscular ocorre, nas fendas sinápticas, a liberação do neurotransmissor acetilcolina (ACh) que, por meio destas fendas, difundem-se rapidamente pelo sarcolema, tornando-o mais permeável aos íons sódio (GUYTON; HALL, 2011d). Após percorrer a membrana celular, o mesmo mecanismo eletroquímico atinge o interior da célula através dos túbulos transversais ou

simplesmente túbulos T, alcançando o retículo sarcoplasmático e estimulando a liberação de cálcio (Ca<sup>++</sup>).

Tabela 2: Dados comparativos da velocidade de condução entre as fibras

FIBRA	TIPO DE FIBRA	CALIBRE	VELOCIDADE DE CONDUÇÃO	CONTRAÇÃO	FADIGA
Motora	Muscular I	Pequeno	90 - 140 m/s	Lenta	Resistente
Motora	Muscular IIa	Grande	40 - 90 m/s	Média	Razoável
Motora	Muscular IIb	Grande	40 - 90 m/s	Rápida	Vulnerável
Sensitiva	Nervosa Mielínica	Pequeno	72 - 120 m/s	-	-
Sensitiva	Nervosa Mielínica	Médio	36 - 72 m/s	-	-
Sensitiva	Nervosa Mielínica	Grande	4 - 36 m/s	-	-
Nervo Sensitivo	Nervosa Amielínica	-	0,4 - 2,0 m/s	-	-

Fonte: KANDEL et al. 2003

Completando o processo, o Ca<sup>++</sup> é liberado e favorece a interação entre os filamentos de actina, miosina e ATP, formando o complexo contrátil de pontes transversas. Os filamentos deslizam-se uns sobre os outros, modificando o comprimento da fibra e culminando na contração muscular. Cessado o estímulo central e a liberação de Ca<sup>++</sup>, este, retorna às vesículas intracelulares, a célula é repolariza, e enfim o músculo relaxado. Porém, quando o estímulo no músculo não cessa, não há repolarização e acontece o processo de somação (GUYTON; HALL, 2011e). Apesar de todo processo de contração muscular fisiológica advir de impulsos oriundos do sistema nervoso central, o mesmo pode acontecer por meio de estímulos externos.

A contração muscular obtida pela FES pode gerar um movimento diferente do fisiológico. Isso em virtude do recrutamento elétrico das fibras musculares a partir da estimulação do nervo motor ser inverso ao obtido durante uma contração fisiológica, assim a FES obtém uma contração menos funcional e mais vulnerável a fadiga. Na eletroestimulação, as fibras de maior diâmetro e de contração rápida são inicialmente ativadas, em virtude da maior sensibilidade à corrente elétrica, seguidas pelas fibras de contração lenta (menor diâmetro), além disso, não há alternância neste acionamento. De forma inversa, a contração fisiológica ativa fibras de contração lenta, seguida das fibras de contração rápida e, durante o processo, há alternância das fibras musculares para evitar fadiga (KANDEL et al. 2003).

De acordo com Nelson et al. (1999) *apud* Gave (2011c), a contração muscular a partir da FES acontece pela excitação do nervo que indiretamente excita o músculo inervado, pois, como apresentado na tabela 2, a velocidade de condução pode variar de acordo com o tipo e calibre da fibra, assim as fibras nervosas apresentam um limiar inferior às fibras musculares.

Outros fatores que podem interferir sobre a administração da FES é a disposição de gordura ou tecido adiposo subcutâneo consiste em um dos principais elementos na diminuição do sinal de corrente elétrica, havendo uma relação diretamente proporcional entre a quantidade deste tecido e a amplitude de corrente, isto é, quanto maior a massa adiposa maior deverá ser a amplitude de corrente (DOHENY et al. 2010; PETROFSKY et al. 2008). Entretanto, a temperatura do tecido exibe uma relação inversa ao tecido adiposo, a FES necessita de menor amplitude de corrente quando aplicada em tecido com temperaturas mais baixas.

Conforme descrito por Robinson e Machler (2010c), o uso terapêutico da FES pode apresentar contra-indicações que reprovam sua aplicação, dentre elas: o uso da FES na região precordial em indivíduos portadores de marca-passo cardíaco e com distúrbios vasculares periféricos. Eliminadas estas contra-indicações, ela pode ser indicada para diversas situações clínicas, cujo propósito básico é restabelecer o movimento funcional, prevenir atrofia, reduzir edema, efeitos obtidos a partir da contração muscular funcional artificial.



A indicação da FES está restrita a músculos inervados, não apresentando efeitos desejáveis em sujeitos com lesões nervosas periféricas. De outra forma, a FES apresenta interessantes resultados em pessoas acometidas por distúrbios no SNC, tais como: indivíduos acometidos por acidente vascular encefálico (AVE), crianças com encefalopatia crônica não progressiva da infância (paralisia cerebral) (SCHUSTER, 2009b) e em indivíduos com lesão medular espinhal. Neste último caso, a FES, que já apresentava bons resultados no controle motor, na preservação do trofismo e até mesmo no controle da hipotensão arterial, conquistou ainda mais espaço quando utilizado no auxílio à tosse em tetraplégicos por meio da estimulação dos músculos abdominais

Entretanto, apesar da vasta aplicabilidade, a inexistência de padrões (amplitude de corrente, duração de pulso, frequência, topologia da onda, tempo *on* (tempo de contração), tempo *off* (tempo de repouso), *rise* (rampa ou tempo de subida) e *decay* (rampa ou tempo de descida) bem definidos torna a aplicação clínica fisioterapêutica pouco reprodutível (BORGES et al. 2007a). Sendo assim, faz-se necessário investigar estes parâmetros para substituir a subjetividade na rotina clínica por práticas baseadas em evidências científicas.

#### **2.4.5 Parâmetros de Modulação na Estimulação Elétrica Funcional**

O termo “intensidade” de corrente rotineiramente encontrado em livros e artigos não é o mais adequado para representar a magnitude da corrente na eletroestimulação. Neste caso, o conceito “amplitude de corrente” é satisfatoriamente aceito para representar a grandeza da corrente do estimulador para pele do indivíduo (JUNIOR, 2005e).

Nesse sentido, segundo PEPINO (2011c), o conceito de reobase define a menor amplitude de corrente capaz de causar uma contração e, vinculado a este, a cronaxia representa o tempo mínimo que uma corrente com o dobro de amplitude da reobase desencadeia um potencial de ação. Enquanto a duração do pulso representa o intervalo de tempo entre o início e o fim de todas as fases de um pulso ou de trens de pulso. Durante os pulsos ocorrem os chamados intervalos interfase, enquanto as variações do número pulso por unidade tempo representa a frequência modulada, medida em Hertz (Hz).

Complementando os parâmetros de eletroestimulação, a modulação do tempo de contração apresenta duas situações distintas: o tempo *on* ou *on time* e o tempo *off* ou *off time*. O tempo *on* representa o momento do fornecimento do trem de pulso ao nervo motor, ou seja, representa o período de contração muscular. O tempo *off* corresponde ao

intervalo entre as contrações, sendo assim, o repouso muscular. A modulação das rampas *rise* e *decay* são justamente os critérios que tornam a contração elétrica artificial mais próximo da fisiológica. O *rise* configura o tempo gasto entre o início da estimulação e o início da contração muscular, de outro modo, o *decay* abrange o final da contração muscular ao término da estimulação (BORGES et al. 2007b; JUNIOR, 2005f).

#### **2.4.6 Estimulação Elétrica Funcional da Tosse em Indivíduos com Lesão Medular**

Sendo a FES um recurso terapêutico capaz de promover contração muscular em músculos após uma lesão nervosa central, seria oportuno seu uso em músculos respiratórios de indivíduos com lesão medular espinhal, dado que, as complicações respiratórias em detrimento da disfunção muscular consistem na principal causa de internações e óbitos neste contingente.

Nesse sentido, alguns recursos e técnicas terapêuticas foram desenvolvidos para fornecer suporte terapêutico a indivíduos com prejuízo na capacidade de produzir um mecanismo eficaz de higiene brônquica. Segundo Reid et al. (2010b), esta assistência baseia-se em promover limpeza das vias áreas por meio de uma tosse eficaz, a partir do aumento de pico de fluxo expiratório durante a contração dos músculos abdominais. De maneira artificial, isso pode acontecer mediante efeito de alguns recursos terapêuticos, que envolvem manobras manuais de fisioterapia respiratória, drenagem postural, uso de pressão positiva nas vias aéreas, e até mesmo o uso de máquina da tosse.

Entretanto, de acordo com Jaeger et al. (1993a), evidências apontam que condutas que atuem nos músculos respiratórios podem ser mais promissoras e funcionais para higiene brônquica, sendo cabível assistir eletricamente a tosse por FES em razão dos efeitos obtidos no pico de fluxo expiratório ser comparada à tosse manualmente assistida. O uso de corrente elétrica na assistência muscular respiratória reúne experiência tanto na função muscular inspiratória (ALSHEKHLEE et al. 2008; TEDDE et al. 2012) quanto expiratória, sendo a segunda abordagem para restabelecer a capacidade de tossir após a lesão medular espinhal.

A estimulação elétrica dos músculos inspiratórios como descritos na literatura podem acontecer de forma direta ou indireta, mas geralmente envolvem um procedimento invasivo para inserção de eletrodos de estimulação. Assim, DiMarco (2009a) avaliou a estimulação direta do nervo frênico para estimular o diafragma, observando que, apesar de haver recrutamento das fibras dos músculos, a paralisia dos

músculos intercostais desfavorece a obtenção de força, sugerindo que uma ativação combinada dos músculos é necessária para potencializar os efeitos desta técnica.

Ainda de maneira invasiva, eletrodos implantados em seguimentos lombares da medula espinhal podem auxiliam a função muscular expiratória que, a partir de estímulos elétricos nos nervos motores acionam as fibras musculares abdominais que depois de contraídas aumentam a pressão intra-abdominal e conseqüentemente a tosse (DIMARCO et al. 2009). A estimulação elétrica direta e invasiva no segmento torácico medular por meio de eletrodos cirurgicamente implantados produziu contrações em músculos expiratórios e causaram efeitos em parâmetros pulmonares como aumentos na pressão expiratória máxima e no pico de fluxo expiratório (DIMARCO et al. 2009b; 2009). Em uma situação minimamente invasiva com um e dois eletrodos inseridos no espaço epidural do segmento torácico em cachorros também apresentaram resultados na modificação das variáveis pulmonares (KOWALSKI; DIMARCO, 2011). Contudo, apesar de apresentar resultados sobre a função pulmonar, a eletroestimulação direta consiste em um procedimento invasivo, circunstância geradora de riscos e maiores custos.

De outro modo, a FES não invasiva, ou seja, FES de superfície dos músculos expiratórios em indivíduos com lesão medular apresenta resultado satisfatório atrelado a menores riscos e custos na conduta terapêutica. Seja na obtenção de efeitos agudos para tosse eficaz (JAEGER et al.1993b; LINDER, 1993a), no auxílio no processo de decanulação da traqueostomia (TAYLOR, et al. 2002a) ou na obtenção de efeitos após 6 meses de eletroestimulação, como mostrado por Cheng et al. (2006c) na melhora significativa em algumas variáveis pulmonares, como: pico de fluxo expiratório, volume expiratório forçado no 1º segundo (VEF<sub>1</sub>), capacidade vital e pressão expiratória e inspiratória máxima.

A FES de superfície para estímulo da tosse pode ser aplicada de três formas básicas conforme mostra a literatura: por um fisioterapeuta, por um cuidador e pelo paciente. Porém, estes modos de aplicação podem favorecer o assincronismo entre a estimulação e a tosse. Sendo assim, outros modos para acionar a FES estão sendo utilizados para tornar o recurso mais sincrônico e independente. A automação da estimulação elétrica com a respiração voluntária mostrou-se uma potencial alternativa na resolução para assincronia e na potencialização dos efeitos da FES de superfície na higiene brônquica (GOLLE et al. 2007a; GOLLE et al. 2008).

Neste campo de assistência à tosse algumas alternativas para potencializar os efeitos da FES na higiene brônquica foram descritas. Dentre elas, FES de superfície associada a cintas abdominais como alternativa para potencializar o pico de fluxo expiratório em indivíduos com lesão medular (LIN et al. 1997a). Além destes, outros artefatos agregados à FES têm como objetivo diminuir ou eliminar o assincronismo entre a explosão da tosse e o momento exato para a saída da corrente elétrica em músculos expiratórios. Outra alternativa foi apresentada por Spivak et al. (2007b) refere-se a uso do sinal eletromiográfico (EMG) de músculos ativos durante a expiração para acionar a estimulação elétrica e produzir tosse, sugerindo a possibilidade de tornar a tosse um processo ativo, e mais independente.

Diante do exposto, desde as primeiras experiências relatadas na literatura, a FES se consolida como uma assistência terapêutica viável na alteração de parâmetros pulmonares em indivíduos com prejuízo respiratório após uma lesão medular, sobretudo, na manutenção da tosse (MCLACHLAN et al. 2013). Entretanto, faz-se necessário estudar sistematicamente os parâmetros encontrados na literatura com a finalidade de estabelecer protocolos eficazes e reprodutíveis na prática clínica.

## 2.5 ELETROMIOGRAFIA: ESTUDO DO BIOPOTENCIAL MUSCULAR

A eletromiografia consiste no registro e estudo dos fenômenos bioelétricos que acontecem na membrana celular da fibra muscular, estes podem acontecer durante o repouso, na atividade muscular submáxima ou na contração máxima. (MARCHETTI; DUARTE, 2006a). A investigação eletromiográfica não se trata de algo simples, pois envolve a interface entre o sistema nervoso e musculoesquelético, composta por um motoneurônio motor que emerge da coluna anterior da medula espinhal e faz sinapse com fibra muscular, a junção neuromuscular (MACHADO et al. 2010).

Para Moraes et al. (2010), a eletromiografia extrai dados elétricos no processo de despolarização da placa motora membrana, ou seja o potencial de ação de todas as fibras que compõem a unidade motora, que geralmente são medidos em milivolt (mV). Desta forma, a diferença de potencial (*ddp*) obtida na membrana da célula muscular tem duração variável de 2 a 10 ms, com amplitude de tensão entre 100 $\mu$ V a 2mV. Apesar destes dados não representarem o potencial de ação da fibra muscular, fornecem informações clinicamente esclarecedoras acerca da condição fisiológica do músculo e são amplamente utilizados na investigação de diversas disfunções neuromusculares e contemplam diversas áreas do conhecimento, tais como: ciências desportivas, engenharia, fisioterapia, medicina, neurologia e psicologia (JUNIOR, 2008; PRUDENTE, 2007a).

### **2.5.1 Interface Eletromiográfica e Aquisição do Sinal Biolétrico**

O eletromiograma (EMG) pode ser obtido através de duas formas básicas: direta (invasiva) ou superficial. A primeira utiliza agulhas inseridas diretamente no músculo para obter a *ddp* de uma unidade motora isolada. Dado comumente utilizado no diagnóstico clínico de doenças neuromusculares pode. De outra forma, o eletromiograma de superfície (EMGs) captura os potenciais de ação por meio de eletrodos acoplados por gel condutor, dispostos na superfície da pele e no sentido da fibra muscular. Nesta forma, o sinal obtido representa o somatório dos potenciais de ação da área envolvida pelos eletrodos, estes geralmente, de prata-cloreto de prata (Ag-AgCl), permitem capturar o potencial de ação do sarcolema de forma não invasiva, indolor e de baixo custo, embora mais vulnerável a interferência de alguns fatores externos geradores de ruídos (SANTOS 2010a; ISEK, 2013).

Tratando-se da interface eletro-pele, alguns cuidados devem anteceder a fixação dos eletros na pele, cujo principal objetivo é diminuir a impedância da pele e melhorar a superfície de detecção. Para isso, o excesso de oleosidade da pele precisa ser removido por meio da fricção ou abrasão da superfície cutânea e, em regiões com pilosidade excessiva, pode ser necessária à tricotomia parcial ou total, (KORAND, 2005; PONTES, 2004), mas estes não são os únicos cuidados durante o EMGs. Outro cuidado imprescindível na coleta do biopotencial muscular consiste no controle de artefatos produtores de ruído, que implicam diretamente na qualidade do sinal que, conhecida pela razão sinal/ruído.

Sendo assim, a fixação de cabos, a localização de eletrodos, interferência do potencial de ação de músculos adjacentes (*cross-talk*) e a influência de outros sinais biológicos, como o próprio eletrocardiograma (ECG) são fatores mencionados como causadores de ruídos no sinal eletromiográfico (CARVALHO, 2008a; CORREA et al. 2012). Portanto, o ruído representa qualquer sinal diferente do potencial de ação do músculo ou grupo muscular em estudo (FERREIRA et al. 2010a). Quanto à localização dos eletrodos, recomenda-se que os mesmos sejam posicionados no sentido da fibra muscular e, dependendo da configuração, utilizar uma distância de 20 mm entre os centros dos eletrodos (ISEK, 2013a).

Além disso, outros fatores influenciam sobre o sinal registrado, tais como: músculo, movimento, fadiga, idade, gênero, temperatura, tipo de contração muscular, técnicas de coleta, tipo de eletrodo e método de aquisição de sinal (BASMAJIAN et al. 1985 *apud* PRUDENTE 2007b).

Segundo Carvalho (2008b), o EMGs apresenta menor precisão diagnóstica quando comparado ao EMG de agulha, isso em virtude do procedimento superficial não ter contato direto com o músculo. Mas, o EMGs pode ser utilizado em grandes grupos musculares para avaliar parâmetros de fadiga muscular, velocidade de condução, além de analisar reflexo de Hoffmann (reflexo H) e resposta motora direta (resposta M), tais fatores impulsionam a crescente adesão à técnica não invasiva.

Apesar de alguns parâmetros serem conhecidos, não há um consenso quanto à diferença na amplitude de *ddp* entre as técnicas, sendo que cada configuração de registro implica na obtenção de diferentes dados de EMG. No EMGs, o sinal obtido representa a condição bioelétrica da fibra muscular na condição de repouso ou de atividade. Enquanto que, por meio do EMG com agulhas é possível obter a *motor unit potential* (MPU) ou potencial de ação da unidade motora, também em condição de repouso e atividade (CARVALHO, 2008c; SANTOS, 2010b).

## **2.5.2 Configurações de Eletromiograma**

De acordo com Marcheti e Duarte (2006b), para obter a *ddp* do músculo, a configuração dos eletrodos deve ser analogamente como um voltímetro, um amperímetro ou algum outro equipamento de aferição de dados elétricos.

A princípio, a distribuição monopolar consiste no método mais simples e de maior vulnerabilidade a ruídos, cujo emprego compreende a avaliação da velocidade de propagação, geralmente em músculos pequenos. Isso acontece por meio de um eletrodo ativo fixado no próprio músculo e um eletrodo de referência localizado em uma região distinta, sendo recomendado punho, tornozelo e coluna cervical (ISEK, 2013b).

Na configuração bipolar, dois eletrodos ativos localizados no músculo registram a diferença de potencial, enquanto na multipolar utiliza eletrodos passivos e ativos para capturar o biopotencial muscular. Ambas as situações permitem melhor detecção e eliminação de ruídos, quando comparados a unipolar, logo são mais utilizadas na avaliação durante a contração muscular e o movimento.

Na configuração bipolar ou multipolar, os dados obtidos serão submetidos a uma diferenciação, em que sinais com intensidade fora do padrão de EMG são rejeitados, enquanto outros com valores diferentes são amplificados para em seguida serem processados (MARCHETTI; DUARTE, 2006c).

### **2.5.3 A Instrumentação Eletromiográfica**

A aquisição do sinal da diferença de potenciais de ação em músculos acontece a partir de um o eletromiógrafo que, dotado de amplificadores e filtros, é interfaciado a um computador que captura, processa e arquiva os sinais de EMG.

Segundo uma revisão realizada por Ocarino et al. (2005), para a obtenção e o processamento dos dados de EMG, é necessária uma sistemática instrumentação. Pois o sinal captado é inconclusivo e precisa ser precisa ser amplificado, filtrado e diferenciado de outros sinais biológicos e ruídos, fatores que podem afetar a frequência de amostragem que, na EMGs, varia na ordem de 1000Hz. Após coletado, o sinal bruto tem baixa amplitude deve ser amplificado para que o EMG seja reconhecido e analisado, essa ampliação do sinal acontece através de um amplificador operacional ou simplesmente *amp-op* que segundo Alexander e Sadiku (2008c) é um elemento ativo no circuito eletrônico, capaz de realizar operações matemáticas, como adição e diferenciação.

O amplificador pode apresentar algumas topologias, porém em eletromiografia há predominância do uso do diferencial e instrumentação, sendo que o segundo é uma extensão do primeiro, pois em ambas as condições os sinais comuns de entradas são rejeitados, enquanto a diferença de tensão das mesmas é amplificada na saída. Dentre os elementos de um amplificador operacional, o ganho representa a quantidade de amplificação do sinal, que por sua vez é ajustado por um resistor externo. Existem duas entradas de tensão e uma de saída, que será determinada pela diferença entre as entradas (ALEXANDER; SADIKU, 2008d).

Atrelado à atuação do *amp-op*, outro dispositivo contribui para atenuar o sinal de EMG, os filtros, que permitem a passagem restrita de determinadas frequência e restauram sinais distorcidos. Os filtros podem ser analógicos e/ou digitais, sendo o comportamento da frequência determinante para sua função. Em eletromiografia, os vários tipos podem ser utilizados: no filtro passa-baixa apenas frequências menores que a frequência de corte ( $f_c$ ) são aproveitadas; enquanto o filtro passa-alta aceita somente frequências maiores que a  $f_c$ ; no filtro rejeita banda intervalos de frequências específicas são rejeitadas e, por fim, o filtro passa-banda aceita apenas determinada amplitude de frequência (MARCHETI; DUARTE, 2006d; OCARINO, 2005b, SADIKU, 2010e). Há diferentes métodos relacionados à seleção de filtros para a análise dos sinais eletromiográficos.

Entretanto, a escolha do filtro não é arbitrária e depende de fatores tais como a frequência do sinal obtido e o comprimento da banda de transição ou ordem do filtro. Para fins de exatidão do sinal, tanto filtros de primeira e segunda ordem podem ser utilizados, porém em virtude do seu desempenho alguns são recomendados, tais como: *Butherwoff*, *Chebyshev*, *Elíptico* e *Bessel*. Mas, basicamente um sistema de aquisição de atividade elétrica muscular pode conter apenas dois filtros, um passa-faixa que permite, que apenas frequências dentro da faixa muscular sejam aceitas, e um filtro rejeita faixa, para eliminar artefatos oriundos da rede elétrica e do eletrocardiograma (ECG) (MARCHETI; DUARTE, 2006e).

A diferença de potencial obtido a partir do EMG consiste em um sinal analógico, sendo necessária a conversão para um sinal digital, processo é realizado por um conversor analógico / digital (ADC). O sinal analógico do EMG representa graficamente a atividade muscular elétrica, ou seja, diferencia de potencial, entretanto, para fins de análise esta informação gráfica precisa ser transformada em dados numéricos.



#### 2.5.4 Processamento do Sinal de EMG

O tratamento do sinal em EMG dispõe basicamente de três técnicas para compreender a frequência e amplitude do sinal, são análises no domínio do tempo, e no domínio da frequência ou ainda envolver ambos os métodos. Tanto o processamento quanto a análise dos dados envolve representações gráficas e simulações matemáticas complexas (FERREIRA et al. 2010b).

Segundo Santos (2010c), a análise no domínio temporal apresenta a amplitude do sinal da atividade muscular em determinado instante de tempo, mas para quantificar e tornar este sinal mais claro, alguns artifícios de processamento são aplicados, dentre eles a retificação. Neste, o sinal bruto é quantificado, apenas valores positivos são incluído, enquanto valores negativos excluídos, obtendo além do valor absoluto a energia total do sinal. Após isso, o sinal retificado pode ficar mais claro ser processado para atenuar altas frequências, isso através do envoltório linear, tal medida pode sugerir magnitude do sinal. De outra forma, a *Root Mean Square* (RMS) ou a raiz quadrática média avalia o nível do sinal de EMG, mas sem retificar a onda. Neste caso, a magnitude do sinal é obtida matematicamente pela integral do sinal EMG elevado ao quadrado. A técnica RMS permite identificar alterações no EMG em determinados intervalos de tempo.

Ainda na análise temporal existem o *Zero Crossing* e *Turns Counting*, nestes métodos são computadas a quantidade de vezes em que a amplitude do sinal ultrapassa o valor de zero (ARABADZHIEV et al. 2003; LANGE et al. 2002).

Para fins de comparação dos dados de EMG entre músculos, indivíduos ou mesmo fases distintas durante o movimento, o sinal deve apresentar uma distribuição normal, ou seja, deve estar normalizado. Assim, os métodos de processamento de EMG sejam no domínio do tempo ou no espectro de frequência dispõem de artifícios para isso. Algumas alternativas são recomendadas: a estimativa do sinal obtida na contração voluntária máxima (CVM), como pela média do sinal de EMG, como pelo valor de pico e até mesmo pelo sinal obtido em outro movimento. Se a normalização do sinal não pode ser obtida através da CVM as contrações submáximas são bem aceitas para esta aplicação (MESIN et al. 2009).

Alternativamente a análise pelo domínio do tempo, existe a análise no domínio da frequência, que a partir da Transformada de Fourier decompõe o sinal período em uma série de senos e cossenos para determinar o espectro de frequência do potencial de ação muscular. Esta metodologia de análise se fundamenta em três variáveis: a forma dos potenciais de ação, a taxa de disparo das fibras musculares e o tempo relativo para disparar potenciais de ação em fibras diferentes. Mas, dentre estas a forma dos potenciais exerce maior influência no comportamento do espectro de frequência, em que há uma relação diretamente proporcional. Enquanto no domínio tempo-frequência as variáveis potência, tempo e frequência são estimadas em uma mesma época, sendo bem aplicada a análise de eventos fisiológicos como fadiga e força (FERREIRA et al. 2010c; LARIVIE`RE et al. 2008).

#### **2.4.5 Eletromiograma da Tosse em Indivíduos com Lesão Medular**

O sinal de EMG consiste no registro do potencial de ação oriunda da atividade elétrica no músculo, mas para gerar uma diferença de potencial a fibra muscular precisa estar devidamente inervada por um axônio que emerge do corno anterior da medula espinhal. Logo, a ocorrência de uma lesão na estrutura da medula espinhal afeta diretamente a transmissão de impulsos nervosos e conseqüentemente no potencial de ação entre o nervo motor e fibra muscular, implicando em uma disfunção muscular.

Nesse sentido, ao que se refere o objetivo da presente pesquisa, a disfunção e/ou paralisia muscular expiratória causada pela paralisia dos músculos após a lesão medular incide como principal fator de ineficiência da tosse e, por conseguinte, pelo prejuízo na higiene brônquica, tal contexto favorece episódio de internações e óbitos nestes indivíduos. Entretanto, segundo DeTroyer e Estene (1991c), a tosse em indivíduos tetraplégicos não é um evento plenamente passivo, pois apesar da disfunção muscular expiratória há evidência de atividade muscular bioelétrica em determinados músculos. Neste experimento, foi observado que em tetraplégicos com lesão medular entre níveis C5 – C8, há registro de sinal eletromiográfico na porção clavicular do peitoral. Tal evidência sugere que identificar bioeletricamente músculos ativos durante o mecanismo voluntário de tosse pode nortear a atuação de condutas terapêuticas mais eficazes no sistema respiratório.

Diante do exposto, este capítulo é finalizado reconhecendo a lesão medular espinhal como um evento clínico comumente traumático, gerador de limitações e sequelas em diversos órgãos e sistemas. Indivíduos com lesão medular cervical necessitam de sofisticado e amplo aparato terapêutico para minimizar o prejuízo orgânico decorrente das alterações sensoriomotoras. Deste modo, deve-se priorizar a assistência nas causas primárias de internações e óbitos, ou seja, as disfunções no sistema respiratório, que em detrimento dos músculos expiratórios geram tosse e higiene brônquica ineficazes culminando em pneumonia, atelectasia e óbito. Compreender sistematicamente, os efeitos da estimulação elétrica funcional de superfície nas variáveis respiratória e o comportamento do sinal eletromiográfico durante a tosse voluntária constitui um grande desafio a ser desbravado.

## 3 MATERIAS E MÉTODOS

### 3.1 A PESQUISA

O presente estudo consiste em uma revisão sistemática da literatura (RSL) construída com base na declaração *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) disponível no Anexo D. Este tipo pesquisa tem como objetivo identificar, reunir e avaliar de maneira crítica e sistemática dados de estudos primários (por exemplo, ensaios clínicos aleatórios) que respondam a uma mesma questão científica. A partir de critérios estabelecidos previamente pelos pesquisadores, deve ser feita uma análise seletiva dos dados e disponibilizada uma síntese imparcial, reproduzível e atualizada das melhores evidências encontradas (SAMPAIO; MANCINI, 2007a).

A revisão sistemática é considerada o maior nível de evidência pra tomada de decisão terapêutica em saúde, afastando o empirismo terapêutico e aproximando a prática clínica de condutas baseadas em evidências. A qualidade dos estudos ocorre por meio da avaliação dos critérios de validade interna e externa, mas se houver avaliação quantitativa, o método estatístico utilizado na pesquisa também é avaliado. Com isso, a RSL permite avaliar e contestar a qualidade das pesquisas e sugerir a direção de pesquisas futuras.

### 3.2 A PERGUNTA

Com base nos objetivos propostos, o estudo se propõe em responder duas perguntas distintas relacionadas ao processo de tosse em indivíduos com lesão medular espinhal. A primeira pergunta relaciona-se à identificação dos parâmetros de estimulação elétrica funcional para tosse neste grupo:

QUAIS OS PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DE SUPERFÍCIE PARA ASSISTÊNCIA A TOSSE EM INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR?
---

Enquanto a segunda corresponde à investigação de variáveis eletromiográficas utilizadas no estudo da tosse voluntária em indivíduos com e sem lesão medular:

QUAIS AS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS UTILIZADAS PARA IDENTIFICAR A TOSSE VOLUNTÁRIA EM INDIVÍDUOS COM E SEM LESÃO MEDULAR?

### 3.3 BUSCA DE ARTIGOS CIENTÍFICOS

#### 3.3.1 Busca Eletrônica

Inicialmente, foram propostos descritores em espanhol, inglês e português de acordo com a lista de Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) e acrescentados a descritores não listados, mas comumente utilizados em artigos relacionados ao tema. Para cada pergunta, foram estabelecidos descritores específicos. Portanto, as palavras-chave estimulação elétrica funcional, eletroestimulação, estimulação elétrica, tosse, higiene brônquica, quadriplegia, lesão medular espinhal, tetraplegia, contemplaram a busca relacionada a primeira pergunta. Enquanto, o item da pesquisa que avalia variáveis de EMG durante a tosse recebeu outros descritores, sendo estes: eletromiografia, eletromiograma, EMG, tosse, higiene brônquica e reflexo defensivo pulmonar. Para ambas as situações a busca eletrônica foi realizada nos seguintes bases de dados: *PubMed*, *Physiotherapy Evidence Database* (PEDro), *Science Directs* e *SciELO*. Bases de dados, específicas para estudos de revisão sistemática da literatura não foram explorados, em virtude dos critérios de elegibilidade que excluem artigos de RSL, como a *The Cochrane Library*.

A estratégia de busca nas bases *Pubmed* e *Science Directs* foi semelhante, através do campo de “pesquisa avançada” (*search advanced*) foi possível agrupar as palavras sinônimas (por exemplo: estimulação elétrica *OR* eletroestimulação) por meio do operador *OR*, seguida da combinação com outros descritores (por exemplo: estimulação elétrica *OR* eletroestimulação *AND* tosse) utilizando o operador *AND* (Apêndice A). Entretanto, as outras bases de dados, como *PEDro* e *SciELO* não obedeceram ao mesmo método em virtude das características dos campos de busca. Neste caso, na *PEDro* pesquisa foi realizada por meio do campo de “busca simples” (*search simple*), combinando palavras-chaves apenas com o operador *AND* (por exemplo: EMG *AND* tosse). Na biblioteca *SciELO* foi realizada a busca pela “forma básica” (*basic form*)

através do título, com a combinação de palavras-chave com o operador *AND*, como feita na PEDro. Não houve restrição quanto ao ano de publicação dos artigos científicos publicados, mas a busca contemplou apenas publicações em espanhol, inglês e português. A investigação ocorreu no período de setembro a outubro de 2013 e foi atualizado em dezembro do mesmo ano.

### **3.3.2 Busca Manual**

Essa etapa foi realizada através da pesquisa manual em referência de artigos científicos selecionados, cujo objetivo foi encontrar artigos ainda não contemplados na busca eletrônica. Posteriormente, os artigos obtidos na busca eletrônica e manual foram confrontados com objetivo de identificar possíveis duplicidades intra, entre as bases de dados e entre as buscas.

Os artigos encontrados na busca eletrônica e manual foram previamente analisados pelo título e resumo, aplicando os critérios de elegibilidade e exclusão para posterior extração de dados. Fluxogramas correspondentes a cada uma das etapas da pesquisa (Figura 7 e Figura 8, respectivamente) foram construídos conforme a declaração PRISMA, e assim representar plenamente a trajetória metodológica desta revisão sistemática.

Artigos não indexados em bases de dados disponíveis nos Periódicos CAPES foram solicitadas e buscadas na Biblioteca Central da Universidade de Brasília, mas alguns em virtude do ano de publicação ou extravio do periódico não foram encontrados e assim excluídos conforme mostrado na Figura 7 e Figura 8.

## **3.4 SELEÇÃO DE ARTIGOS CIENTÍFICOS**

Foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão para cada uma das perguntas estabelecidas:

### **3.4.1 Critérios de Inclusão**

Artigos de FES de superfície para estímulo da tosse:

- Estudos cuja amostra seja composta por indivíduos com lesão medular espinal;
- Estudos publicados em inglês, português e espanhol;
- Estudos que descrevam parâmetros de eletroestimulação funcional, tal como: corrente, pulso, frequência, local de estimulação.

- Estudos cujo desfecho clínico esteja relacionado ao sistema respiratório: pico de fluxo de tosse, pico de fluxo expiratório, pressões respiratórias máximas e outras variáveis de função pulmonar.

Artigos de eletromiografia para estudo da tosse:

- Estudos cuja amostra seja composta por indivíduos com ou sem lesão medular;
- Estudos publicados nos seguintes idiomas: inglês, português e espanhol;
- Estudos que descrevam variáveis eletromiográficas de músculos respiratórios e/ou acessórios durante a tosse voluntária.

### **3.4.2 Critérios de Exclusão**

Artigos de FES de superfície para estímulo da tosse:

- Estudos com amostra composta por indivíduos com história prévia de doença neurológica, cognitiva, pneumopatia em atividade, dependentes de assistência ventilatória mecânica e processo infeccioso com alteração clínica e/ou laboratorial;
- Estudos de revisão bibliográfica, revisão sistemática e carta ao autor;
- Estudos que abordem assistência elétrica funcional invasiva.
- Artigos não indexados.

Artigos de eletromiografia para estudo da tosse:

- Estudos de revisão bibliográfica, revisão sistemática e carta ao autor;
- Artigos não indexados.

## **3.5 EXTRAÇÃO E SUMARIZAÇÃO DOS DADOS**

Os dados foram coletados de acordo com a variável objetivo desejadas para cada uma das perguntas. Na primeira etapa, os dados correspondentes à “Estratégia FES” de superfície para assistência a tosse correspondem a quaisquer parâmetros descritos para assistir a tosse eletricamente e seu correspondente efeito clínico nas variáveis de função pulmonar. Enquanto que, na segunda etapa, ou “Estratégia EMG”, a variável objetivo correspondente contemplam informações baseadas nas variáveis eletromiográficas durante a tosse voluntária, tais como, região avaliada (músculo), técnica de EMG, técnica de filtragem e processamento do sinal de EMG. Assim, os dados

correspondentes a cada uma das etapas foram dispostos em tabela estruturas e apresentadas na sessão seguinte.

### 3.6 ANÁLISE CRÍTICA E AVALIAÇÃO DO RIGOR METODOLÓGICO

Sequencialmente, as fontes primárias de evidência, ou seja, os artigos incluídos foram submetidas à avaliação da qualidade metodológica, a partir de instrumentos específicos para determinados tipos de estudo. Portanto, foi proposto um instrumento de avaliação para cada tipo de estudo, em caso de trabalhos do tipo ensaio clínico aleatório, a *PEDro Scale (Physiotherapy Evidence Database, (Anexo B)* foi a ferramenta utilizada. A PEDro é escala composta por 11 itens, que podem ser pontuados como zero ou um. Enquanto o zero (0) implica na ausência da informação preconizada em determinado item, o um (1) indica a conformidade do item avaliado. Apesar de apresentar 11 itens, a pontuação máxima é de 10 pontos, em virtude do 11º item não ser pontuado (PEDro, 2013). Este instrumento desenvolvido pela *Physiotherapy Evidence Database* analisa a qualidade metodológica a partir da validade interna (nos itens 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10) e validade externa (no item 11).

Em estudos observacionais, o rigor metodológico foi analisado pelo *Strengthening of Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE)*, um *checklist* com 22 itens, criado por um grupo de pesquisadores epidemiologistas. Apesar de não ser um instrumento de avaliação, esta ferramenta apresenta um roteiro com informações que devem ser claramente apresentados em artigos científicos, permitindo identificar a presença ou ausência de itens específicos para a elaboração de artigos. Traduzido em 2008 para o português, por uma iniciativa da Fundação Oswaldo Cruz (Fiocruz), Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), o *STROBE* (Anexo C) não consiste necessariamente em uma escala de avaliação da qualidade metodológica, mas como um roteiro de itens imprescindíveis para redação de artigos com qualidade (MALTA et al. 2010).



## 4 RESULTADOS

Conforme as estratégias estabelecidas, a primeira etapa da busca contemplou à “Estratégia FES”, cujas palavras-chave correspondem à pergunta de FES de superfície para estímulo da tosse em sujeitos com lesão medular, sendo identificados 74 documentos na base *PEDro*, 26 no *PubMed* e 18 na *Science Directs* e nenhum documento encontrado no *SciELO*, totalizando 118 artigos encontrados. Na “Estratégia EMG” um total de 130 documentos foram identificados na busca eletrônica, sendo 1 na *PEDro*, 13 na *Science Directs*, 1 no *SciELO* e 115 na *PubMed*. Os resultados obtidos conforme as etapas estabelecidas a partir da trajetória metodológica apresentada nos fluxogramas das Figuras 7 e 8. O método de busca utilizado em cada uma das bases de dados está detalhadamente esquematizado no relatório de busca (Apêndice A).

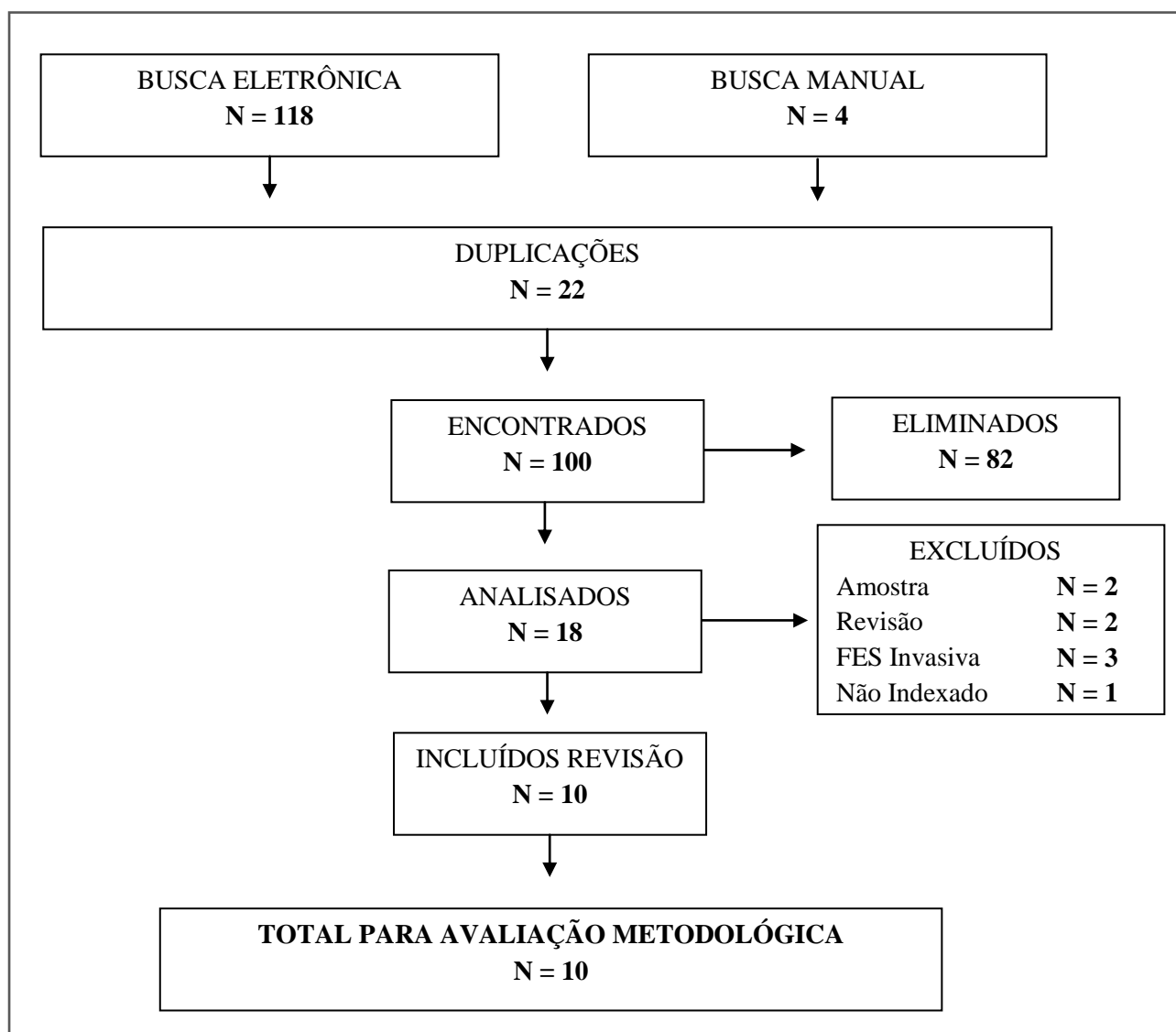


Figura 6: Fluxograma da trajetória metodológica da revisão sistemática da FES

A busca manual foi realizada a partir das referências de artigos encontrados na busca eletrônica e previamente incluídos na revisão sistemática, foram identificados 11 artigos científicos relacionados à EMG da tosse. Da mesma forma, 4 artigos científicos foram encontrados nas referências relacionadas à assistência elétrica funcional da tosse em indivíduos com lesão medular espinal e posteriormente avaliados conforme os critérios de elegibilidade.

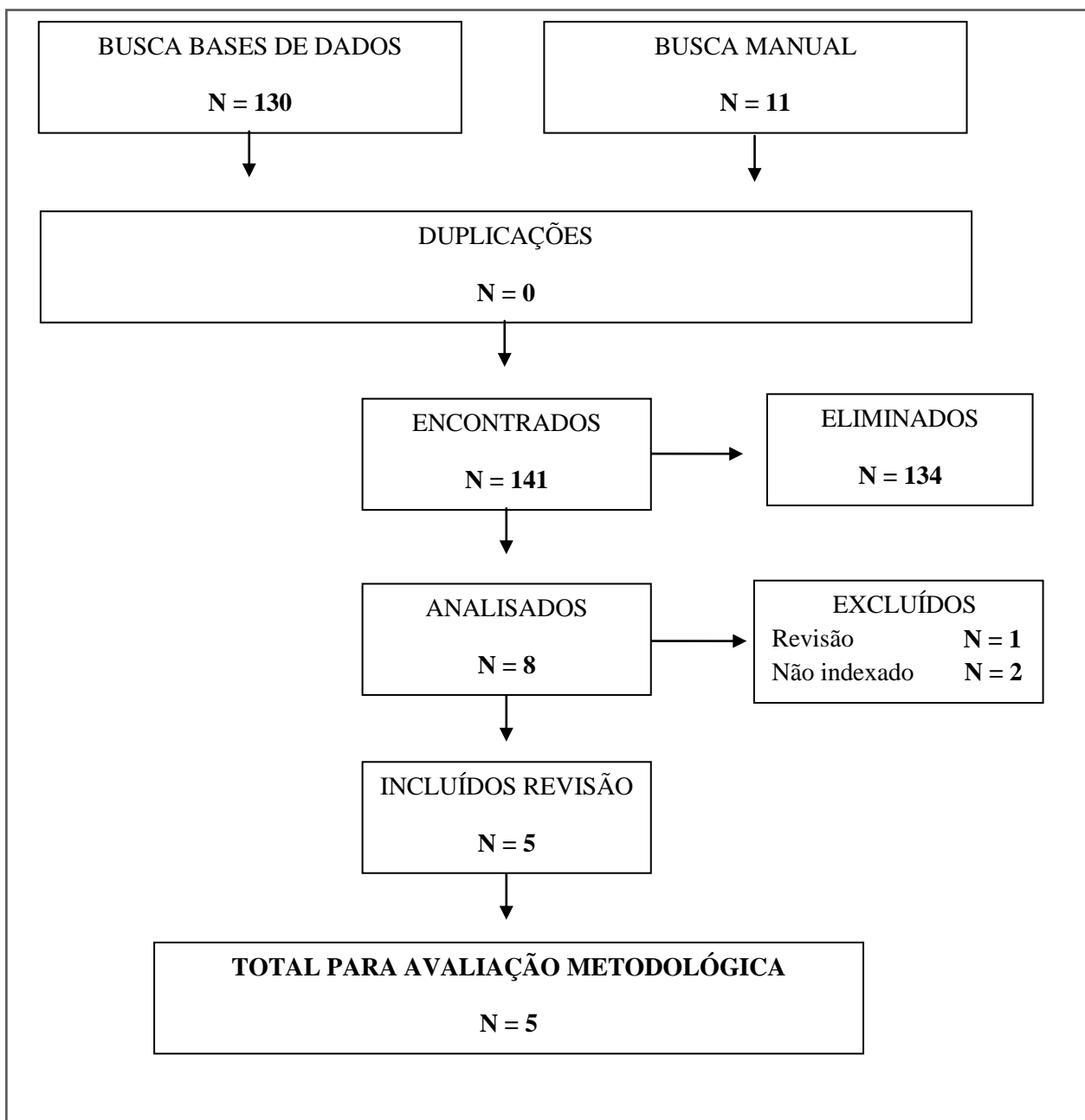


Figura 7: Fluxograma da trajetória metodológica da revisão sistemática da EMG

Posteriormente, investigou-se a existência de duplicidade de artigos científicos sendo confrontadas as referências encontradas nenhuma duplicidade foi encontrada na “Estratégia EMG”, enquanto 22 artigos estavam relacionados à FES da tosse foram encontrados em pelo menos duas bases de dados. Desta maneira, 82 artigos supostamente relacionados à FES na tosse foram analisados, mas somente 18 atendiam aos critérios de inclusão. Artigos relacionados à eletromiografia durante a tosse totalizavam 134, entretanto este número reduziu-se a 8 após conhecimento dos critérios de inclusão.

#### 4.1 EVIDÊNCIAS EXCLUÍDAS

De acordo com os critérios de exclusão previamente estabelecidos, 8 artigos foram excluídos das evidências de FES de superfície na tosse, enquanto em relação à eletromiografia durante a tosse, 3 foram excluídos, conforme explanado nas Tabelas 3 e 4, respectivamente.

Tabela 3: Artigos excluídos da estratégia FES

Estudo	Artigo	Tipo de Estudo	Critério de Exclusão
Stanic et al. 2000	Functional electrical stimulation of abdominal muscles to augment tidal volume	Observacional	Não Indexado
Kandare et al. 2002	Breathing induced by abdominal muscle stimulation in individuals without spontaneous ventilation	Observacional	Amostra com individuo em assistência ventilatória
Taylor et al. 2002	Electrical stimulation of abdominal muscles for control of blood pressure and augmentation of cough in a C3/4 level tetraplegic.	Observacional	Amostra com individuo em assistência ventilatória
DiMarco et al. 2009	Lower Thoracic Spinal Cord Stimulation to Restore Cough in Patients with Spinal Cord Injury: Results of a National Institutes of Health-Sponsored Clinical Trial Part I: Methodology and Effectiveness of Expiratory Muscle Activation	Observacional	Estimulação elétrica invasiva
DiMarco et al. 2009	Lower Thoracic Spinal Cord Stimulation to Restore Cough in Patients with Spinal Cord Injury: Results of a National Institutes of Health-Sponsored Clinical Trial. Part II: Clinical Outcomes	Observacional	Estimulação elétrica invasiva
DiMarco et al. 2006	Spinal cord stimulation: a new method to produce an effective cough in patients with spinal cord injury	Observacional	Estimulação elétrica invasiva
Golle et al. 2008	Abdominal stimulation for respiratory support in tetraplegia: a tutorial review	—	Revisão da literatura
Salmos Jarvis, 2007	A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia.	—	Carta ao autor

Tabela 4: Artigos excluídos da estratégia EMG

Estudo	Artigo	Tipo de Estudo	Critério de Exclusão
Strohl et al. 1981	Regional differences in abdominal muscle activity during various maneuvers in humans.	Observacional	Não Indexado
Estenne e De Troyer, 1990	Cough in tetraplegic subjects: an active process.	Observacional	Não Indexado
Fontana e Lavorini, 2006	Cough motor mechanisms	Revisão da literatura	Revisão

## 4.2 2 EVIDÊNCIAS DA FES DE SUPERÍFICE PARA ASSISTÊNCIA A TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR ESPINHAL

Após análise dos critérios de inclusão e exclusão foram incluídos para extração de dados, 10 artigos científicos relacionados à FES de superfície para assistência a tosse em indivíduos com lesão medular. Publicados em inglês entre os anos de 1993 e 2010. Os dados extraídos dos artigos estão sumarizados na Tabela 5. A amostra encontrada nos artigos abrange indivíduos com lesão medular entre o terceiro segmento cervical (C3) até o décimo segundo nível torácico (T12).

Os parâmetros de FES de superfície utilizados para melhorar variáveis respiratórias foram aplicados por até 8 eletrodos, distribuídos no músculos expiratórios e no peitoral maior, com frequência de 50 Hz associada com largura de pulso de até 400  $\mu$ s e a amplitude de corrente apesar de frequentemente estimada pela percepção do paciente, também pode ser aferida pela pressão no esôfago ou pela pressão gástrica. Os efeitos obtidos por diferentes protocolos de FES de superfície evidenciam melhora de variáveis de função pulmonar preditoras de tosse, como o pico de fluxo expiratório e o pico de fluxo de tosse.

Tabela 5: Parâmetros de FES de superfície para estímulo da tosse em indivíduos com lesão medular espinhal

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias	Parâmetros de FES	DESFECHO
Linder, 1993	8 sujeitos do sexo masculino com lesão medular espinhal cervical completa (C4 – C5); 3 sujeitos do sexo masculino com lesão medular espinhal cervical completa (C4 – C5).	Experimento A: Pressão expiratória máxima (PEMax) na tosse voluntária, manualmente e eletricamente assistida (FES) e Pressão expiratória máxima na tosse voluntária e tosse assistida com FES portátil e com cinta abdominal aferidos na posição supina antes e após cada protocolo de tosse	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 $\mu$ s 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.	A PEmax aumentou durante as manobras de tosse manual, com média de 83 cm H <sub>2</sub> O $\pm$ 18.7 cm H <sub>2</sub> O. Com FES de superfície aumentou para até 60 cm H <sub>2</sub> O $\pm$ 22.8 cm H <sub>2</sub> O. A PEmax aumentou durante ambas manobras, em 23.7 cm H <sub>2</sub> O em média para tosse manual e aumento médio de 42.6 cm H <sub>2</sub> O na tosse eletricamente assistida com FES de superfície portátil e cinta abdominal.
Jaeger et al. 1993	19 sujeitos do sexo masculino e 5 do sexo feminino com lesão medular cervical (C4 – C7).	Experimento A: Pico de fluxo expiratório (PFE) na tosse voluntária; Experimento B: PFE na tosse manual; Experimento C: PFE na tosse eletricamente assistida (FES).	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 $\mu$ s Duração do pulso: 0,75s Amplitude: até 110 V Tempo on/off: - Subida: - Onda: - Tempo: Até 30 min. Eletrodos: Autoadesivos, redondo 7,62 cm de diâmetro, na 5 cm abaixo da linha média do abdômen.	Tosse voluntária: Média: 203 L/min $\pm$ 52 L/min Tosse manual: 238 L/min e $\pm$ 67 L/min Tosse FES de superfície: 230 L/min $\pm$ 64 L/min O PFE aumentou significativamente durante a tosse manual e eletricamente assistida.

Continua

Tabela 5: Continuação

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias	Parâmetros de FES	DESFECHO
Sorli et al. 1996	1 sujeito do sexo feminino com lesão medular espinhal cervical traumática (C6 – C7).	Experimento: volume do tronco (peito e no tórax) foi determinado por sistema de rastreamento óptico, aferido na posição sentada antes e após cada protocolo de tosse.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 25 -300 $\mu$ s 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 com 3 x 8 cm de diâmetro sobre o abdômen, ao longo da linha média (6 cm acima e o segundo 5 cm abaixo do umbigo).	O volume do tórax variou com a FES de superfície. A direta proporcionalidade entre a estimulação e o volume do peito sugere a evidência de aumento do volume corrente.
Lin et al. 1997	20 sujeitos com medular torácica completa (T2 - T12) e 12 com lesão medular cervical completa (C4 – C8).	Experimento A: PFE na tosse voluntária; Experimento B: PFE na tosse voluntária com cinta abdominal; Experimento C: PFE na tosse voluntária com cinta abdominal estimulação elétrica. Aferidos na posição sentada antes e após cada protocolo de tosse.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 $\mu$ s Duração do pulso: - Tempo on/off: 15s/ 15s Amplitude de corrente: até 100% Onda: assimétrica bifásica Subida: 0.5 s Tempo: 10 min. Eletrodos: 4 eletrodos aplicados com gel condutor; 2 positivos nos pontos motores do músculo abdominal e 2 negativos 3 cm abaixo.	Tosse voluntária com cinta abdominal: não aumentou significativamente o PFE em nenhum dos grupos avaliados. Tosse voluntária com cinta e FES de superfície: melhorou em 15% o PFE em sujeitos com lesões torácicas (Média de 5,95 L/s) e 18% em sujeitos com lesões cervicais (Média 5.32 L/s).

Continua

Tabela 5: Continuação

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias	Parâmetros de FES	DESFECHO
Zupan et al. 1997	13 sujeitos com lesão medular espinhal cervical completa (10) e incompleta (3). Os níveis de lesão: (2 com C4, 2 com C5, 6 com C6 e 3 com C7): 11 do sexo masculino, 2 do sexo feminino.	Experimento: Avaliar a CVF e VEF <sub>1</sub> na posição sentada e deitada antes do treinamento muscular; Após 1 mês de treinamento muscular inspiratório (TMI); Após 1 mês de treinamento muscular expiratória (TME); Após 1 mês sem treinamento muscular; As medidas de CVF e VEF <sub>1</sub> foram obtidas em 4 situações: voluntária, manual. FES – fisioterapeuta, FES – sujeito.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 $\mu$ s Duração do pulso: 0,75 s Amplitude de voltagem: até 110 V Tempo on/off: - Onda: - Subida: - Tempo: 20 - 30 min. Eletrodos: 4 eletrodos na parede abdominal.	Aumento médio na CVF de 19% na posição sentada e 17,5% na posição deitada. Aumento médio no VEF <sub>1</sub> 20,5% na posição sentada e 16% na posição deitada. A CVF e VEF <sub>1</sub> aumentaram após TMI associada à FES na posição sentada na expiração voluntária. Na posição deitada houve aumento médio de 17% na CVF e 16% no VEF <sub>1</sub> . Após o treinamento o TME não foi obtido aumento médio da CVF e VEF <sub>1</sub> e 1 mês sem treinamento muscular evidenciou-se aumento médio de 9,5% da CVF e 7% de VEF <sub>1</sub> .
Cheng et al. 2006	Grupo experimental: 13 sujeitos com lesão medular cervical completa (C4-C7), 11 do sexo masculino, 2 do sexo feminino  Grupo controle: 13 sujeitos com lesão medular cervical completa (C4-C7), 10 do sexo masculino, 3 do sexo feminino.	Capacidade vital forçada (CVF); Capacidade vital (CV); Volume forçado no 1º segundo (VF <sub>1</sub> ); Pico de fluxo expiratório (PFE); Pressão inspiratória máxima (PI <sub>máx</sub> ) e pressão expiratória máxima (PE <sub>max</sub> ) aferidos na posição supina antes e após cada protocolo de tosse.	Frequência: 30 Hz Largura do Pulso: 300 $\mu$ s 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/d, 5d/s, 4 semanas Eletrodos: dispostos nos pontos motores da porção clavicular do peitoral bilateral e nos músculos abdominais (3 cm acima do umbigo).	Após aplicação do protocolo de FES houve aumento de todos parâmetros de função pulmonar avaliados. A CVF do grupo experimental variou de 1,74% para 2,29 % após o 1º mês de FES, enquanto o grupo controle variou 1,79% para 1,85%. O PFE variou de 33.7% para 43.7% no 1º mês de FES, e chegou 48,0% do previsto após 6 meses de FES. A PE <sub>max</sub> melhorou de 308 mmH <sub>2</sub> O para 398 mmH <sub>2</sub> O após o 1º mês de FES. 6 meses após o protocolo de FES 6 dos 13 pacientes do grupo controle apresentaram complicações pulmonares, enquanto no grupo experimental 1.

Continua

Tabela 5: Continuação

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias	Parâmetros de FES	DESFECHO
Golle et al. 2006	4 sujeitos com tetraplegia completa (C4 – C6), sendo 3 do sexo masculino e 1 do sexo feminino.	Pico de fluxo de tosse (PFT) e Volume corrente (VC) aferidos na posição sentada ou supina, durante a respiração tranquila e a tosse forçada.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 100 - 400 $\mu$ s Duração do Pulso: - Amplitude de corrente: 30 - 100 mA Onda: Monofásica equilibrada Subida: - Tempo: - Eletrodos: 2 pares no músculo reto abdominal, 1 no par transverso abdominal (retangulares com 33 mm x 53 mm de diâmetro), 1 par no externo e 1 par interno obliquo abdominal (redondos com 50 mm de diâmetro).	A estimulação elétrica automatizada aumentou em até 71% volume corrente (VC) e 54% o pico de fluxo de tosse (PFT). O VC apresentou a melhor variação de 0,35 L para 0,6 L e a menor diferença pré e pós-estimulação foi de 0,32L para 0,35L respectivamente. O PFT variou de 2,2 L/s para 3,4 L/s com a melhor taxa de variação pós-estimulação, mas com pico máximo de 3,7 L/s e menor variação de PFT obtida foi de 31% (0,65 L/s – 0,85 L/s).
Spivak et al. 2007	10 sujeitos do sexo masculino com tetraplegia completa (C4 – C7).	Pico de fluxo expiratório (PFE); Capacidade vital forçada (CVF), e Ventilação voluntária máxima (VVM), As variáveis respiratórias foram avaliadas em cinco condições: sem assistência, assistência manual, FES ativado pelo cuidador, FES ativado pelo paciente, FES ativado a partir dos sinais de EMG da porção clavicular do peitoral maior. Aferidos na posição supina antes e após cada protocolo de tosse.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 300 $\mu$ s Duração do pulso: - Amplitude de corrente: 0 - 100 mA Onda: - Subida: - Tempo: - Eletrodos: 4 eletrodos à esquerda e à direita da parede abdominal inferior e superior.	Assistência manual apresentou o melhor desempenho, melhorou o PFE médio em 36,7% e CVF média em 15,4%. A FES ativada pelo EMG apresentou valores médios maiores que quando ativado pelo próprio usuário com valores médios de PFE e CVF em 15,8 e 18,9%, respectivamente.

Continua



Tabela 5: Continuação

Estudo	Amostra	Variáveis respiratórias	Parâmetros de FES	DESFECHO
Golle et al. 2007	4 sujeitos com tetraplegia completa (C4 – C6), sendo 3 do sexo masculino e 1 do sexo feminino.	Pico de fluxo de tosse (PFT); Volume corrente (VC); Volume de reserva expiratório (VRE); Ventilação Minuto (VM) e Pressão parcial de CO <sub>2</sub> no ar expirado, aferidos na posição sentada ou supina, durante a respiração tranquila e tosse forçada.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: 400 µs Duração do pulso: - Amplitude de corrente: 30 - 100 mA Onda: - Subida: - Tempo: - Eletrodos: 8 eletrodos autoadesivos distribuídos em 2 pares no músculo reto abdominal, 1 no par transverso abdominal e 1 par no externo e 1 par interno obliquo abdominal.	O VC variou até + 0,23L. A capacidade vital forçada melhorou até + 0,49 L/s. E o PFT melhorou em todos os sujeitos avaliados.
Butler et al. 2010	7 sujeitos do sexo masculino com lesão medular completa e incompleta (C3 – T6) e 3 sujeitos do sexo feminino com lesão medular completa e incompleta (C4 – T6).	Capacidade inspiratória (CI); Capacidade vital (CV); Capacidade vital forçada (CVF); Pico de fluxo expiratório (PFE); Pico de Fluxo de Tosse; Volume expiratório forçado em 1 segundo (VEF <sub>1</sub> ); Pressão expiratória máxima (PE <sub>max</sub> ); Pressão gástrica (Pga); Pressão esofágica (Pe) todos aferidos na posição sentada para todos os experimentos.	Frequência: 50 Hz Largura do Pulso: - Duração do pulso: 1 s Amplitude de corrente 50 - 350 mA Onda: - Subida: - Tempo: - Eletrodos: 2 pares de eletrodos (4 x 18 cm) bilateralmente localizados na porção latero-posterior do abdômen.	Amplitude da corrente foi estimada pela Pga e Pe que variou em 50 a 350 mA. Os melhores resultados foram na combinação da tosse voluntária com a estimulação elétrica, como a Pga que variou de 21,4 ±7 cm H <sub>2</sub> O para 59,0 ± 5,7 cm H <sub>2</sub> O; O PFE aumentou de 36 % ± 5 % do previsto e atingiu 4,00 ± 0,46 L/s, o VEF1 (39% ±12%e chegou a 1,58±0,14 L). A cinta abdominal associada à tosse forçada provocou efeitos nos parâmetros pulmonares, melhorou em 17% e14% a CI e CV respectivamente.

Conclusão

### 4.3 EVIDÊNCIAS DA ELETROMIOGRAFIA DURANTE TOSSE VOLUNTÁRIA

Tabela 6: Evidências de variáveis eletromiográficas descritas durante a tosse em indivíduos com e sem lesão medular

Estudo	Amostra	ELETROMIOGRAFIA	DESFECHO
De Troyer et al. 1986	14 voluntários com lesão medular traumática (C5-C7).	EMG-S PM (porção clavicular) com eletrodo de prata, IE (1-2 cm); EMG Invasiva EOA (entre a crista ilíaca e no meio da 12ª costela); EMG Invasiva RA (2 cm lateral direita do umbigo), Banda Passante 80 – 800 Hz.	Atividade de EMG-S dos músculos PM durante a expiração voluntária em indivíduos com LM abaixo do C5. Não houve registro de EMG Invasiva nos músculos EOA e RA durante a expiração voluntária em indivíduos com LM nos níveis C5- C7.
Estenne e Gorini, 1992	7 voluntários com lesão medular traumática (5 em C5 – C8 e 2 em T5 – T6).	EMG Invasiva EOA (entre a 12ª e CA); EMG-S D com eletrodo esofágico; EMG-S PM (porção clavicular), IE (1-2 cm); Banda Passante 80 – 1600 Hz.	Atividade de EMG-S do diafragma durante a fase inspiratória e atividade de EMG-S do PM durante a fase compressiva e expiratória em sujeitos com LM abaixo de C5 na fase crônica. Não foi observado Atividade de EMG Invasiva no EOA durante as fases de tosse.
Fujiwara et al. 1999	11 voluntários com lesão medular traumática (C4 – C8).	EMG-S PM (porção clavicular) e EMG-S GD; Diâmetro do eletrodo (9 mm); IE (20 mm); Banda Passante 5– 1000 Hz.	Atividade de EMG-S dos músculos PM e GD foram calculada pela percentagem RMS. O RMS aumentou durante o esforço expiratório e apresentou correlação inversa ao nível neurológico da LM.

Continua

Legenda: EMG-S: eletromiografia com eletrodo superfície bipolar; D: diafragma; PM: peitoral maior; EOA: externo oblíquo abdominal; GD: grande dorsal; RA: reto abdominal; TP: trapézio; IN: intercostal; DE: deltoide; CA: crista ilíaca; IE: distância intereletrodica; RMS: valor médio da raiz quadrada; Ag-gCl: prata-cloreto de prata; A/D: analógico digital.

Tabela 6: Continuação

Estudo	Amostra	ELETROMIOGRAFIA	DESFECHO
Lasserson et al. 2006	10 voluntários hígidos.	EMG-S e EMG Invasiva dos músculos TP, RA, IN, DE, PM, TP, GD; Com eletrodo Ag-AgCl; Banda passante: 10-1000Hz. O EMG da tosse voluntária foi calculado por 20 tosses em cinco quintis. O EMG foi retificado, filtrado, suavizado por um filtro passa baixa de 5 pontos e calculado pela área sob a curva.	Ativação dos músculos expiratórios aumentou linearmente com o fluxo de tosse. Os músculos expiratórios (RA e OEA) apresentaram maior duração do sinal de EMG e tempo de pré-tosse mais curto que os músculos acessórios.
Lamraoui et al. 2010	16 voluntários hígidos, com e sem fadiga.	EMG-S RA com eletrodo Ag-AgCl (a 2 cm da lateral esquerda do umbigo, IE: 3 cm). Eletrodo de referência no punho direito; Conversor A/D (14 bits de resolução e taxa de amostragem 2000 Hz); Filtragem: <i>Notch</i> (50Hz), Diferenciação do ECG ( <i>Buttherwoth</i> 4º ordem) Banda passante: 10-1000Hz; Banda passante: 60-1000 Hz. A latência do sinal foi calculada por um operador não linear ( <i>Teager-Kaiser Energy</i> ). A normalização foi realizada pelo fluxo de tosse máximo.	O tempo de pré-ativação da tosse foi obtido pela subtração de 20% do fluxo máximo de tosse. A magnitude do sinal de EMG calculada pela RMS mostrou correlação entre o sinal e o aumento da pressão intra-abdominal. O menor tempo de pré-tosse obtido foi testado na posição sentada e sem fadiga.

### Conclusão

Legenda: EMG-S: eletromiografia com eletrodo superfície bipolar; D: diafragma; PM: peitoral maior; EOA: externo oblíquo abdominal; GD: grande dorsal; RA: reto abdominal; TP: trapézio; IN: intercostal; DE: deltoide; CA: crista ilíaca; IE: distância intereletrodica; RMS: valor médio da raiz quadrada; Ag-gCl: prata-cloreto de prata; A/D: analógico digital

A Tabela 6 discorre as variáveis eletromiográficas relacionadas à em seres humanos com e sem lesão medular, cujas evidências foram obtidas pela análise sistemática de artigos científicos publicados em inglês entre os 1986 e 2010.

#### 4.4 RIGOR METODOLÓGICO DAS EVIDÊNCIAS INCLUÍDAS

A avaliação do rigor metodológico compreendeu a utilização das duas ferramentas proposta na estratégia metodológica, o *checklist STROBE* e a escala PEDro. O primeiro foi aplicado a artigos científicos de estudos observacionais, o que compreendeu o maior número de artigos avaliados (Tabela 7 e Tabela 9). Entretanto, a PEDro foi usada na avaliação do rigor metodológico do único ensaio clínico desta revisão sistemática (Tabela 8). A avaliação dos artigos realizada de forma cega e independente por dois pesquisadores apresentou discretos pontos de divergência, chegando facilmente ao esclarecimento e, posterior consenso entre os dois pesquisadores, não havendo necessidade da participação de um terceiro avaliador.

Tabela 7: Avaliação do rigor metodológico pelo *STROBE*: estudos observacionais de FES na assistência a tosse em indivíduos com lesão medular espinal

Estudo	Itens <i>STROBE</i>																						% 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, 1993	x	✓	x	✓	✓	✓	x	✓	x	x	x	x	✓	x	✓	x	x	✓	x	✓	x	x	40,9
Jaeger et al. 1993	x	✓	x	✓	x	x	x	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	x	✓	✓	x	59
Sorli et al. 1996	x	✓	x	x	x	x	x	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓	x	x	✓	x	✓	✓	x	50
Lin et al. 1997	x	✓	✓	x	x	x	x	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	x	✓	x	✓	x	✓	x	✓	50
Zupan et al. 1997	x	✓	x	x	x	x	x	✓	x	x	x	✓	✓	x	x	✓	x	✓	x	✓	✓	x	36,4
Golle et al. 2006	x	✓	✓	x	x	x	x	✓	x	x	x	x	✓	✓	x	x	x	✓	x	✓	x	x	31,8
Spivak et al. 2007	✓	✓	x	✓	x	x	✓	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	✓	✓	x	x	63,6
Golleet al. 2007	x	✓	x	✓	x	x	x	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	x	54,5
Butler et al. 2010	x	✓	✓	✓	x	x	x	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	x	✓	x	✓	59,1

Legenda: ✓ - SIM, apresenta o item preconizado; x - NÃO, apresenta o item preconizado. O percentual de conformidade refere-se ao valor total obtido nos itens avaliados no *checklist STROBE*, considerando que o número total de itens (22) refere-se a 100%.

Tabela 8: Avaliação do rigor metodológico pela *PEDro*: ensaio clínico randomizado de FES na assistência a tosse em indivíduos com lesão medular espinal

Estudo	Itens <i>PEDro</i>											Pontuação Final
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Cheng et al. 2006	✓	1	0	1	0	0	0	1	0	1	1	<b>5</b>

Legenda: 0 = NÃO apresenta o item preconizado. 1= SIM apresenta o item preconizado; ✓: item apresentado, mas não pontuado ✗: não apresenta o item.

Tabela 9: Avaliação do rigor metodológico pelo *STROBE*: estudos observacionais de EMG na avaliação da tosse

Estudo	Itens <i>STROBE</i>																						% de Itens
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	
DeTroyer et al. 1986	✗	✓	✓	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✗	✓	✓	✓	<b>54,5</b>
Estenne e Gorini, 1992	✗	✓	✓	✗	✗	✗	✓	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✗	✗	✗	✓	✗	✓	✗	✓	<b>40,1</b>
Fujiwara et al. 1999	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✗	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✗	✓	✗	✗	<b>54,5</b>
Lasserson et al. 2006	✗	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	<b>63,3</b>
Lamraoui et al. 2010	✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗	✓	✗	✓	✓	✗	<b>50</b>

Legenda : ✓ - SIM, apresenta o item preconizado; ✗ - NÃO, apresenta o item preconizado. O percentual de conformidade refere-se ao valor total obtido nos itens avaliados no *checklist STROBE*, considerando que o número total de itens (22) refere-se a 100%.

Frente às evidências obtidas, a figura 8 contextualiza uma síntese do cenário da lesão medular incluindo causa, mecanismo e principais implicações no sistema respiratório decorrentes da fraqueza muscular expiratória. O conhecimento dos parâmetros de FES de superfície para estimular a tosse, simultaneamente ao estudo do sinal eletromiográfico da porção clavicular do peitoral maior podem tornar a aplicabilidade clínica da assistência elétrica da tosse uma abordagem terapêutica mais sincronizada e independente.

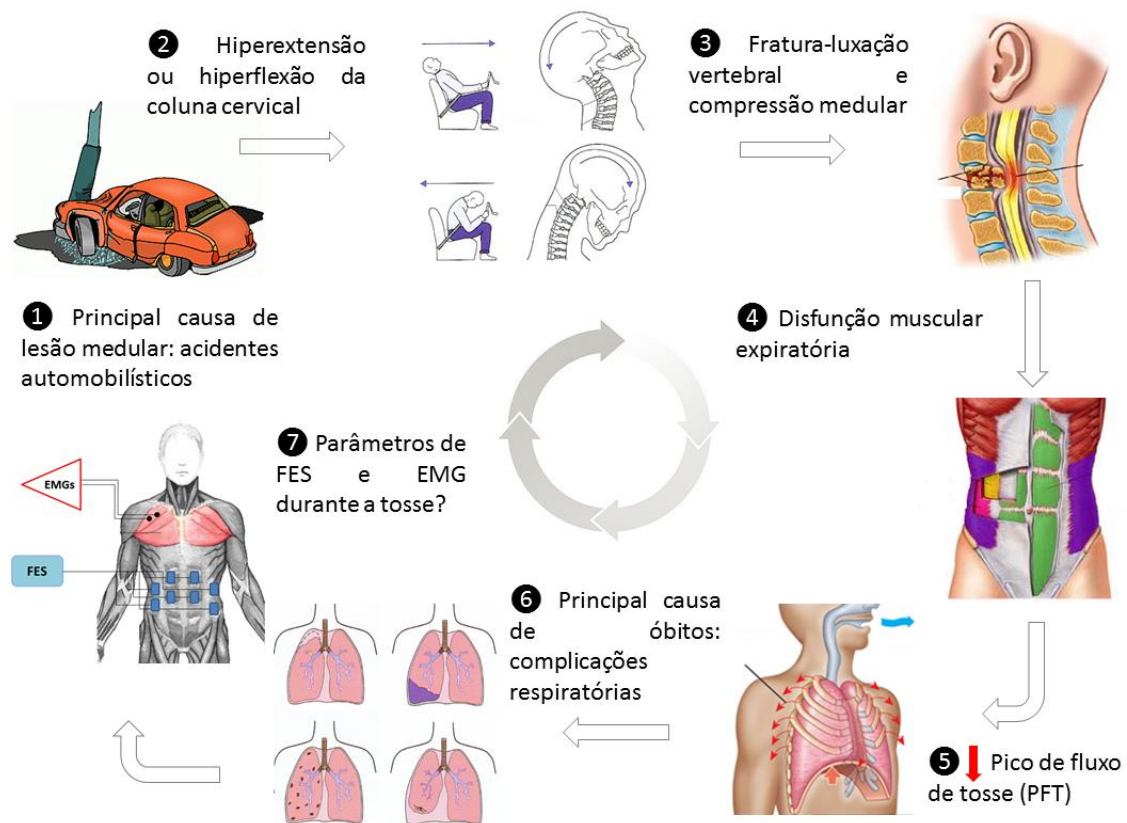


Figura 8: Lesão medular traumática: do evento traumático às novas alternativas terapêutica

## 5 DISCUSSÃO

Este capítulo apresentará uma síntese dos desfechos obtidos a partir da revisão sistemática da literatura pertinente aos parâmetros de assistência elétrica funcional durante a tosse de indivíduos com lesão medular espinhal. Em seguida, trata-se do estudo do sinal eletromiográfico durante a tosse voluntária em sujeitos hígidos e com lesão medular espinhal. A trajetória metodológica proposta, objetivou reunir o maior número de evidências científicas correspondentes aos temas, entretanto, conforme apresentado na sessão anterior, um número reduzido de artigos contemplou as lacunas correspondentes a estimulação elétrica da tosse e o correspondente biopotencial muscular durante a tosse voluntária.

Outro ponto frágil desta pesquisa corresponde à indisponibilidade de artigos científicos atuais relacionados ao tema, pois para ambas as perguntas levantadas, as evidências mais recentes correspondem a publicações realizadas há, no mínimo, quatro anos. No que diz respeito às características dos artigos incluídos para extração e sumarização dos dados, observou-se que as informações a respeito dos temas discutidos estão restritas a publicações na língua inglesa, com predominância de estudos observacionais.

### 5.1 EVIDÊNCIAS DA FES DE SUPERFÍCIE PARA ESTÍMULAÇÃO DE TOSSE EM INDÍVIDUOS COM LESÃO MEDULAR ESPINHAL

Determinar parâmetros de FES de superfície para estimular a tosse em indivíduos com prejuízo muscular expiratório após uma lesão medular espinhal poderá fornecer aos profissionais, cuidadores e pacientes informações baseadas em evidências para o uso deste recurso elétrico na prevenção de complicações pulmonares. Evidências encontradas nesta revisão mostraram que a FES superfície para assistência a tosse voluntária pode ser aplicada em indivíduos com diferentes níveis de lesão medular, de acordo com os dados extraídos dos artigos científicos incluídos a FES de superfície foi aplicada em um grupo amostral com lesões medulares entre o terceiro nível cervical (C3) e o décimo segundo nível torácico (T12). Apesar dessa heterogeneidade, a maioria dos artigos apresentaram uma amostra homogênea, cujo nível de lesão varia entre o quarto nível (C4) e o sétimo nível cervical (C7) (LINDER 1991b; JAEGER et al. 1993c; ZUPAN et al. 1997a; CHENG et al. 2006d; SPIVAK et al. 2007c).

Os estudos que mencionaram a idade dos voluntários demonstraram uma condição semelhante aos principais relatórios de lesão medular espinhal (NSCISC, 2013a). A maioria dos acometidos por este tipo de lesão está na faixa de idade economicamente ativa, nesta revisão os indivíduos apresentam idade entre 16 e 60 anos (GOLLE et al. 2006a; SPIVAK et al. 2007d). Conforme as evidências avaliadas, a relação entre homens e mulheres acometidos por lesão medular é desproporcional. O número de homens é superior as mulheres em todos os artigos, exceto no estudo de Lin et al. (1997b) que não dicotomizaram os voluntários por gênero. Interessante ressaltar que Zupan et al. (1997b) estudou os efeitos da tosse eletricamente assistida em um grupo com proporções de 5 indivíduos do sexo masculino para 1 do sexo feminino.

Outro dado interessante corresponde ao tempo médio com lesão medular. Nos primeiros estudos, o tempo máximo apresentado pelos sujeitos estudados corresponde a 10 anos como mostrado por Lin et al. (1997c), enquanto na pesquisa de Butler et al. (2010a) havia indivíduos com tempo pós trauma de até 43 anos. Apesar da expectativa de vida média de pessoas com lesão medular não ser necessariamente inferior a pessoas sem lesão medular, a maior taxa de mortalidade concentra-se no primeiro ano após lesão (NSCISC, 2013b). A discrepância entre o tempo médio de vida após a lesão nas amostras avaliadas pode ser atribuída ao avanço em tecnologias, assistência e tratamentos direcionados às complicações e morbidades decorrentes da lesão medular espinhal.

A *National Spinal Cord Injury Statistical Center* (2013) aponta que, desde 2010, os acidentes automobilísticos são responsáveis 36,5% dos casos de lesão medular espinhal, que são considerados a principal causa da doença. Autores utilizados para a elaboração desta revisão sistemática que relataram a causa da lesão medular, apresentaram dados semelhantes, sendo que os acidentes veiculares também foram apontados como a causa primária de lesão medular (JAEGER et al. 1993; SORLI et al. 1996; LIN et al. 1997; ZUPAN et al. 1997). Todavia, no contingente de sobreviventes com lesão medular torácica e cervical altas acompanhados nos últimos 40 anos pelo NSCISC, constatou-se que a principal causa de redução da expectativa de vida e morte nas fases aguda e crônica corresponde a complicações respiratórias, como pneumonia, atelectasia e septicemia (NSCISC, 2013).

Parâmetros de função pulmonar comprovam a ocorrência de disfunção pulmonar após lesão medular espinhal, tal prejuízo da função pulmonar não acontece por uma restrição parenquimatosa, mas em decorrência da fraqueza e/ou paralisia muscular



inspiratória ou expiratória de músculo como intercostal e abdominal, reduzindo a capacidade de tossir e remover as secreções, e conseqüentemente pode culminar com complicações como pneumonia e atelectasia. Portanto, o nível de lesão medular e sua respectiva inervação muscular implicam diretamente nas complicações pulmonares e na função pulmonar. Conforme estudos incluídos nesta revisão, variáveis pulmonares como capacidade vital (CV), volume de reserva expiratório (VRE), volume corrente (VC), além da pressão expiratória máxima (PEMax) (DIMARCO et al. 2009b; LINDER 1991c; MATEUS et al. 2007e) estão abaixo do previsto nos de indivíduos com lesão medular cervical.

O nível e extensão da lesão medular são considerados fatores de risco para o surgimento de complicações pulmonares, como pneumonia e atelectasia, devido à importante alteração da mecânica respiratória. Portanto, este cenário clínico pode ser utilizado para nortear diversos procedimentos terapêuticos, dentre eles, a FES para assistência a tosse. Como descrito por DiMarco et al. (2009b) indivíduos com lesão medular entre o terceiro (C3) e o quinto (C5) nível medular cervical são prováveis candidatos a estimulação elétrica funcional invasiva, que através de eletrodos cirurgicamente implantados nos espaços epidurais promovem a contração dos músculos inspiratórios e expiratórios por meio da estimulação de suas respectivas raízes nervosas. Ainda em lesões cervicais altas, Taylor et al. (2002b), discorre sobre a possibilidade de estimulação elétrica funcional de superfície em sujeitos ainda em ventilação mecânica invasiva. Mesmo com essa possibilidade, a FES de superfície para tosse concentra-se em trabalhos realizados com indivíduos com disfunção predominantemente expiratória e, por isso, as amostras estudadas englobam lesões com nível igual ou inferior ao quarto nível cervical (C4).

A FES de superfície utilizada na musculatura expiratória de um sujeito com lesão medular promove uma pressão intermitente e por esta razão aproxima a função muscular expiratória após a lesão medular do mecanismo fisiológico de respiração e de tosse. Assim, estudos científicos têm demonstrado os efeitos da FES no mecanismo de tosse voluntária e conseqüentemente no sistema respiratório em pessoas com lesão medular. A primeira evidência científica do uso deste recurso corresponde à publicação por Linder (1993d) que avaliou os efeitos da FES de superfície na força muscular expiratória de 11 sujeitos com lesão medular cervical (C4 – C7), através de eletrodos alocados sobre o músculo abdominal observando que a pressão expiratória máxima (PEmáx) aumentou após o período de estimulação.

Simultaneamente, Jaeger et al. (1993e) avaliaram o pico de fluxo expiratório da tosse em tetraplégicos com lesão cervical (C4 – C7) e constatou que tosse eletricamente estimulada apresentava melhores PFT quando comparada à tosse voluntária e dados aproximados a tosse manualmente assistida. Tal dado sugere o princípio de uma assistência à tosse eficiente e independente de terceiros.

No contexto da assistência elétrica funcional podem ser encontradas modalidades distintas, além da estimulação elétrica da tosse direta ou invasiva, a estimulação elétrica de superfície pode ser auxiliada por outros dispositivos, como a cinta abdominal (LINDER, 1993e; LIN et al. 1997e) que de forma isolada não houve diferença no pico de fluxo expiratório, essa condição pode ser atribuída ao efeito obtido na compressão abdominal constante. Entretanto, a cinta abdominal quando associada à estimulação elétrica funcional promove pressão intermitente na parede abdominal e eleva o pico de fluxo expiratório em indivíduos com lesão medular torácica (LIN et al. 1997f).

Segundo Sorli et al. (1996b) estudaram os efeitos da FES na variação do volume do tórax como preditor da variação do volume corrente (VC), sendo observada uma relação de direta proporcionalidade, ou seja, com a estimulação da musculatura abdominal aumentava-se a variação do tórax e conseqüentemente o VC. Enquanto Zupan et al. (1997d) evidenciaram que a FES de superfície aplicada parede abdominal promoveu aumento médio da capacidade vital forçada (CVF) e no volume expiratório forçado no primeiro segundo ( $VEF_1$ ) testada após um protocolo de treinamento músculo inspiratório e expiratório, como após um mês sem nenhum treinamento muscular em pessoas com lesão cervical completa e incompleta.

No que diz respeito à região ou musculatura estimulada para aumento da pressão intra-abdominal e alteração das variáveis respiratória, quase que unanimemente os autores se referem aos músculos expiratórios, como reto, oblíquo e transversos abdominais, ou simplesmente mencionam que os músculos localizados na parede abdominal foram estimulados. Porém, Cheng et al. (2006e), baseado no princípio que após a lesão medular cervical o músculo peitoral maior transita da função inspiratória para função expiratória, realizou a FES de superfície dos músculos abdominais associado ao músculo peitoral maior obtendo a variação positiva de variáveis pulmonares como capacidade vital, pico de fluxo expiratório, pressão expiratória máxima, além disso, observou impacto positivo na ocorrência de infecções pulmonares.

O efeito da FES de superfície nas variáveis de função pulmonar pode estar diretamente relacionado à localização dos eletrodos, entretanto, esta revisão identificou

que alguns autores não mencionaram a referência utilizada para distribuição dos eletrodos (LINDER, 1993f), enquanto outros mencionam que a posição ou distância inter eletrodo deve ser distribuída a partir da cicatriz umbilical (SORLI et al. 1996c) ou com base no ponto motor (LIN et al. 1997g).

Outro fator que implica na estimulação é o tamanho dos eletrodos. Os dados extraídos das evidências mostraram interessante heterogeneidade na forma, quantidade e dimensão dos mesmos. Há evidência de aumento do pico de fluxo expiratório através de um par de eletrodos com dimensão de 4 x 18 cm, dispostos bilateralmente na região látero-posterior do abdômen (BUTLER et al. 2010b). Outra forma, desta vez com 4 eletrodos distribuídos na parede abdominal, favoreceram a variação de parâmetros de função pulmonar, tais como a capacidade vital funcional, volume expiratório forçado no primeiro segundo e o pico de fluxo expiratório (LIN et al. 1997h; ZUPAN et al. 1997e). Porém, um número superior a 8 eletrodos também foi utilizado por Golle et al. (2006b), com o objetivo de envolver na estimulação elétrica além do músculo reto, transverso e obliquo abdominal, como resultado foi obtida a variação positiva do volume corrente e do pico de fluxo de tosse.

No que tange à posição dos indivíduos durante a estimulação elétrica e teste de função pulmonar, constatou-se discreta predominância de experimentos realizados na posição supina em relação à posição sentada. Todavia, um estudo (ZUPAN ET AL. 1997f) avaliou os efeitos da assistência elétrica na capacidade vital funcional e no volume expiratório forçado no primeiro segundo ( $VEF_1$ ) na posição supina e sentada, sugerindo que os efeitos obtidos na posição sentada são percentualmente mais elevados que na posição supina.

Indubitavelmente, além da localização adequada dos eletrodos, os parâmetros de dosimetria (frequência, duração e largura de pulso, amplitude de corrente e tempo de estimulação) consistem no maior diferencial das modalidades eletroterapêuticas. Portanto, na FES de superfície para incentivo à tosse, os artigos avaliados mostraram que a faixa de frequência utilizada obedeceu quase que unanimemente 50 Hz, mas um estudo utilizou 30 Hz em seu protocolo de estimulação (CHENG et al. 2006f) em ambas as situações observaram-se variação positiva de variáveis respiratória, como o pico de fluxo expiratório.

A frequência está diretamente relacionada ao recrutamento da fibra muscular e conseqüentemente ao condicionamento de força. Em frequências superiores a 30 Hz há estímulo de fibra rápida e lenta, portanto a força ou contração obtida na faixa de

frequência entre 30 e 50 Hz são similares (BOHÓRQUEZ et al. 2013b). Apesar da preocupação em torno de protocolos de estimulação elétrica que utilizam frequências superiores a 50 Hz causarem fadiga muscular, Silva et al. (2010) não evidenciou fadiga muscular no bíceps braquial de 18 indivíduos após acidente vascular encefálico submetidos a testes de estimulação elétrica funcional com duas faixas frequência distintas, 50 e 2000 Hz e avaliados a luz da frequência mediana do sinal eletromiográfico. Entretanto, nenhum protocolo de FES de superfície para tosse desta revisão sistemática investigou os efeitos de diferentes frequências em variáveis pulmonares, pois em músculos expiratórios após a lesão medular, a sensação de fadiga não é a principal preocupante devido à alteração sensitivo motora.

Outras variáveis de considerável magnitude na FES corresponde ao tempo *on* (tempo de contração) e ao tempo *off* (tempo de repouso), entretanto ambos foram descritos em apenas dois estudos incluídos nesta revisão sistemática. A princípio Lin et al. (1997i) utilizaram uma relação de 15s/15s, associado a frequência de 50 Hz e pulso de 300  $\mu$ s obtendo como desfecho o aumento do pico de fluxo expiratório em indivíduos com lesão medular cervical e torácica. Posteriormente, Cheng et al. (2006h), padronizou o seu tempo de contração/ relaxamento em 4s/4s, simultaneamente a frequência de 30 Hz e 300  $\mu$ s de largura de pulso, e obtiveram aumento do nível de variáveis respiratórias. Outra variável inerente a FES é o tempo de subida, este também foi mencionado por Lin et al. (1997j) e Cheng et al. (2006g) que utilizaram 0,5s para início da FES de superfície para estímulo da tosse.

A dosimetria de corrente elétrica aplicada durante a FES de superfície para tosse apresentou variabilidade de 0 a 350 mA, em sua maioria os autores descrevem que a amplitude da corrente foi determinar a partir do conforto referido pelos voluntários da pesquisa durante a estimulação, cujo principal objetivo seria evitar fadiga e lesões cutâneas. Porém, nenhum dos estudos avaliados descreveu a ocorrência de quaisquer eventos adversos. Apesar da perspectiva do paciente ser o parâmetro mais frequente para estimar a amplitude de corrente elétrica, Butler et al. (2010c) avaliaram o efeito de crescentes amplitudes de corrente (50 – 350) na pressão gástrica para definir amplitude de corrente capaz de interferir na função pulmonar, minimizar riscos de fadiga muscular e lesões na pele. Esse protocolo apresentou aumento do pico de fluxo expiratório.

Protocolos com modulação de pulso estimada em torno de 300  $\mu$ s estiverem associados à frequência de repetição de 50 Hz e duração de até 3 segundos para promover a contração de músculos expiratórios. O tempo de estimulação variou

conforme o objetivo proposto no protocolo do estudo, alguns autores apresentaram propostas cujo tempo de estimulação elétrica de até 30 minutos foi suficiente para alterar positivamente a pressão expiratória máxima, pico de fluxo expiratório, capacidade vital forçada, volume corrente e pico de fluxo de tosse.

Entretanto, o único ensaio clínico aleatório avaliado nesta revisão sistemática realizado por Cheng et al. (2006h) propôs adicionar a um programa convencional de treinamento muscular respiratório 30 minutos diários de estimulação elétrica funcional de superfície, durante 5 dias por 4 semanas. Após submeter 13 sujeitos com lesão medular cervical completa (C4-C7) a este protocolo, os autores observaram que além dos efeitos pós-estimulação imediato no aumento da capacidade vital forçada, capacidade vital, volume forçado no 1º segundo, pico de fluxo expiratório, pressão inspiratória máxima e pressão expiratória máxima, foi observado manutenção destas variáveis após o 3º e 6º mês. Mas, o principal desfecho consiste na menor ocorrência de complicações pulmonares na amostra experimental comparado ao grupo controle.

Conforme descrito nos estudos citados anteriormente, a FES de superfície produz efeitos em algumas variáveis respiratórias. Entretanto, tais repercussões parecem não ser suficientes para atestar a FES como um recurso eficaz e independente, sendo assim, alguns autores propõe novas medidas para assistência elétrica com a FES nos músculos expiratórios. Em dois momentos distintos Golle et al. (2006c; 2007b), propôs um sistema de FES para estímulo da tosse, automatizada pela respiração voluntária, que através de um algoritmo de fluxo que estabelecia dois níveis de fluxo distintos, um correspondente à atividade respiratória normal e outro corresponde a tosse. O sistema foi testado em quatro indivíduos com lesão medular cervical completa e obteve como principais resultados o aumento do pico de fluxo de tosse e do volume corrente. Essa assistência pode contribuir para sincronia do sistema a partir da abertura da cartilagem epiglótica e simultaneamente à estimulação dos músculos expiratórios.

A presente revisão também identificou, outra modalidade de assistência à tosse descrita por Spivak et al. (2007e) que utilizaram o sinal eletromiográfico da porção clavicular do músculo peitoral maior em sujeitos com tetraplégicos com lesão completa entre o nível motor de C4 a C7 para estimar o momento da abertura da glote e a partir desta informação estimular os músculos abdominais. Apesar da proposta de uma eletroestimulação sincronizada com um sinal biológico com repercussão sobre a capacidade vital forçada e/ou pico de fluxo expiratório, estes não foram

significativamente diferentes quando comparados com a assistência manual e assistência elétrica dependente do fisioterapeuta ou paciente.

## 5.2 EVIDÊNCIAS DA ELETROMIOGRAFIA DURANTE TOSSE VOLUNTÁRIA

A função muscular respiratória está relacionada com nível de segmentação da medular espinhal, portanto, a lesão medular espinhal pode alterar a mecânica respiratória, em detrimento de variáveis de função pulmonar como a pressão expiratória máxima (MATEUS et al. 2007f), o pico de fluxo de tosse (WANG et al. 1997c), e ainda variáveis eletromiográficas (SCHILERO et al. 2009). A restrita evidência de potencial elétrico na porção clavicular do peitoral maior, durante o processo de tosse em indivíduos com lesão medular abaixo do quinto nível cervical, corrobora com essa premissa. Portanto, o registro desse sinal de EMG representa o músculo innervado por fibras que imergem dos segmentos C6, C7 e C8 (DETROYER; ESTENNE, 1986b). Há, portanto, uma relação de inversa proporcionalidade entre os músculos ativados e o nível de lesão medular, ou seja, quanto mais alto o nível motor da lesão medular, menos músculos apresentam biopotencial na avaliação eletromiográfica.

Conforme mostrado na Tabela 6, estudos do EMG durante a tosse voluntária em sujeitos sem lesão apresentaram sinal de EMG em músculos expiratórios motores primários da tosse seguidos pela atividade de músculos acessórios.

Nos indivíduos hígidos, a tosse acontece de forma eficaz, que através do aumento da pressão intra-abdominal comprime as vias aéreas e elimina secreções ou outros corpos estranhos indesejados. Fisiologicamente, o mecanismo de tosse é segmentado em três fases distintas: inspiratória, compressiva e expiratória. Cada fase acontece simultaneamente com o trabalho de músculos específicos. Na primeira fase, a glote está aberta e os músculos expiratórios estão relaxados e alongados (MCCOOL, 2010a), enquanto diafragma trabalha concentricamente para expandir a caixa durante o aumento do volume inspiratório (ESTENNE; GORINI, 1992c).

Em indivíduos com lesão medular abaixo de C5 foi registrado biopotencial do diafragma através de um eletrodo esofágico, na fase inspiratória. Porém, enquanto o diafragma contrai, músculos expiratórios, como o reto abdominal está paralisado. O diafragma produz aumento do movimento e diâmetro abdominal, enquanto o peitoral maior aumenta pressão negativa e diminui o diâmetro anteroposterior na caixa torácica superior, o que configura a respiração paradoxal (ESTENNE; GORINI, 1992d).

Conseqüentemente, na fase seguinte, fase compressiva, a glote fecha-se ocluindo as vias aéreas. Em indivíduos sem lesão medular acontece a isometria dos músculos expiratórios (MCCOOL, 2010b; LAMRAOUI et al. 2010a), principalmente pela ação do músculo reto abdominal que está eletricamente ativo (LASSERSON et al. 2006a) gerando força e pressão intra-abdominal para determinar um pico de fluxo de tosse na fase de expulsão. Enquanto, em indivíduos com lesão medular a partir do quinto nível cervical (C5), a fase compressiva é caracterizada pelo início da atividade EMG do músculo peitoral maior (DETROYER; ESTENNE, 1986c; ESTENNE; GORINI, 1992e), sem evidência de sinal eletromiográfico nos músculos expiratórios.

Segundo McCool (2010c) na fase expiratória, ou de explosão da tosse há um aumento na magnitude do potencial elétrico dos músculos expiratórios na ausência de lesão medular cervical. Com a glote aberta e as altas pressões geradas anteriormente, na fase compressiva, a contração dos músculos abdominais promove pico de fluxo de tosse simultaneamente a magnitude do sinal de EMG elevados (FUJIWARA; CHINO, 1999a), como desfecho se obtém uma tosse eficaz. De outra forma, estudos realizados em indivíduos com lesão medular cervical entre C5 – C8 mostra uma fase de compressão ativada pela contração da porção clavicular do peitoral maior, que secundariamente produz uma diminuição do diâmetro anteroposterior da caixa torácica, seguida da compressão dinâmica das vias aéreas e conseqüentemente elevação do pico de fluxo da tosse (DETROYER; ESTENNE, 1986d; ESTENNE; GORINI, 1992a).

No que diz respeito ao comportamento das variáveis de EMG durante a tosse, a presente revisão observou que as variáveis do sinal eletromiográfico na tosse foram adquiridas de forma invasiva (DETROYER; ESTENNE, 1986e; LAMRAOUI et al. 2010b) e superficial (DETROYER; ESTENNE, 1986f) simultaneamente a uma medida de fluxo de tosse, e evidenciado pelo sinal eletromiográfico bruto (DETROYER; ESTENNE, 1986g; ESTENNE; GORINI, 1992b) ou processado (LAMRAOUI et al. 2010c; LASSERSON et al. 2006b). A normalização do sinal foi apresentada apenas em estudos com indivíduos sem lesão medular, através do esforço máximo de tosse em relação à magnitude do sinal (LAMRAOUI et al. 2010d). O melhor sinal de EMG durante a tosse em indivíduos sem lesão medular foi encontrado no músculo reto abdominal, sem interferência do sinal de eletrocardiograma.

A aplicação de um filtro passa-alta de 4º ordem com uma frequência de corte de 60 Hz não melhorou o desempenho da detecção do sinal. Em indivíduos com lesão medular a melhor evidencia do sinal EMG foi encontrada na porção clavicular do

peitoral durante a fase compressiva e expiratória da tosse, com filtro passa banda com diferentes frequências de corte (FUJIWARA; CHINO, 1999b).

### 5.3 ANÁLISE DO RIGOR METODOLÓGICO DAS EVIDÊNCIAS INCLUÍDAS

A partir da avaliação do rigor metodológico dos artigos científicos incluídos nesta revisão, observou-se que o maior número de artigos com estudos observacionais da FES de superfície para estimular a tosse em indivíduos com lesão medular atendem mais de 50% dos itens preconizados pelo *STROBE*. Contudo, todos os estudos avaliados na eletromiografia durante a tosse voluntário apresentaram percentual maior que 50%. Tais evidências atestam a existência de pré-requisitos necessários para construção de um artigo científico claro e objetivo. Porém, o mesmo escore não deve ser utilizado para avaliação da qualidade metodológica de artigos com pesquisas observacionais (SAMPAIO; MANCINI, 2007b).

O único ensaio clínico randomizado publicado por Cheng et al. (2006i), preencheu cinco dos 10 critérios da escala PEDro e o item correspondente a validade externa. Entretanto, sugere-se que a decisão clínica da FES de superfície para estimular a tosse em pacientes com lesão medular não seja determinada apenas pelo escore obtido na escala de uma única evidência científica conforme mostrado nesta revisão. Nenhum dos artigos avaliados apresentou o cálculo de determinação da amostra.



## 6 CONCLUSÃO

A presente revisão sistemática da literatura apresenta dois importantes desfechos relacionados ao mecanismo de tosse voluntária em indivíduos com lesão medular espinhal. No que concerne à primeira pergunta proposta na trajetória metodológica, concluiu-se que a estimulação elétrica funcional de superfície foi eficaz na melhora de variáveis de função pulmonar preditoras de tosse e/ou higiene brônquica eficaz, como o pico de fluxo expiratório e o pico de fluxo de tosse.

Os estudos analisados apresentaram interessante variabilidade na amostra, com diferentes níveis e tempo de lesão medular, entretanto nas diferentes situações a estimulação dos músculos expiratórios favoreceu positivamente a função pulmonar. Os diferentes protocolos testados evidenciam que o uso terapêutico da estimulação elétrica funcional de superfície pode ser aplicada por eletrodos localizados em músculos expiratórios, como o reto abdominal e até mesmo no peitoral maior. Os parâmetros identificados revelam predominância de frequência de 30 a 50 Hz, geralmente associado a 300  $\mu$ s de largura de pulso e amplitude de corrente de até 150 mA. A depender do protocolo utilizado os efeitos podem ser observados até 6 meses após aplicação da estimulação elétrica, fato que implicou diretamente na prevenção de complicações pulmonares.

O outro aspecto discutido corresponde à evidência do sinal eletromiográfico dos músculos expiratórios para estudo e/ou avaliação da tosse em indivíduos hígidos e com lesão medular espinhal, sendo assim, esta revisão sistemática revelou que o potencial de ação muscular durante a tosse e/ou expiração está diretamente relacionada à integridade de componentes do sistema nervoso central, como a medula espinhal. Após a lesão medular cervical o controle e mecanismo de tossir são atribuídos plenamente a porção clavicular do músculo peitoral, enquanto indivíduos sem lesão medular recrutam a ação dos músculos expiratórios, como reto abdominal e até mesmo acessórios expiratórios quando preciso.

Entretanto, a heterogeneidade no que diz respeito à aquisição, configuração, análise e processamento do sinal EMG dificulta a conclusão dos achados, demandam a realização de novas investigações com a finalidade de estabelecer protocolos para estudar a tosse através do sinal eletromiográfico concomitantemente as variáveis de função pulmonar, como pico de fluxo da tosse e pressão expiratória máxima.

O restrito número de artigos científicos relacionados aos temas – FES de superfície para estimular a tosse e eletromiografia durante a tosse voluntária, como a inexistência de artigos que tenham realizado cálculo da amostra e a defasagem temporal dos estudos publicados constituem fontes de limitação para presente revisão sistemática da literatura.

## 7 INVESTIGAÇÕES FUTURAS

Frente às evidências obtidas nesta revisão sistemática, as novas perspectivas relacionadas à assistência elétrica da tosse, devem ter como objetivo aprimorar os benefícios da contração muscular artificial dos músculos expiratórios e conseqüentemente promover uma tosse eficaz para prevenir complicações pulmonares, com um sistema independente, funcional, portátil e de baixo custo. Neste sentido, as evidências obtidas na investigação do bipotencial muscular durante a tosse convergem com a nova tendência de estimulação elétrica funcional da tosse, que a princípio proposto por Spivak et al. (2007f) e subsequentemente apresentado por Macedo et al. (2013) propõe o desenvolvimento de um sistema de assistência elétrica à tosse automatizado com o sinal eletromiográfico da porção clavicular do peitoral obtido durante a expiração.

Conhecer e mapear o sinal eletromiográfico da porção clavicular do peitoral maior conforme as evidências deste estudo sugerem a possibilidade de sincronizar a contração muscular artificial com a fase expiratória da tosse. Entretanto, tal desfecho também poderia ser obtido através do estudo simultâneo das variáveis eletromiográficas e o respectivo pico fluxo expiratório ou pico de fluxo de tosse, através de um “algoritmo de fluxo” como proposto por Golle et al. (2007c).

Realizar a partir das evidências obtidas, um ensaio clínico aleatório utilizando a FES de superfície sincronizado com o sinal eletromiográfico da porção clavicular do peitoral maior, cujo principal objetivo é avaliar além os efeitos da estimulação elétrica sincronizada na morbimortalidade de indivíduos com lesão medular.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGNES, J. E. **Eu sei eletroterapia**. 2. ed. Santa Maria: Gráfica Palloti, 2011. 400 p.
- AGNES, J. E. **Eletrotermofototerapia**. 1. ed. Santa Maria: Gráfica Palloti, 2013. 536 p.
- AITO, S. Complications during the acute phase of traumatic spinal cord lesions. **Spinal Cord**, v. 41, p. 629-635, 2003.
- ALEXANDER, C. K.; SADIKU, M. N. O. **Fundamentos de Circuitos Elétricos**. 1. ed. Porto Alegre: Bookman, 2008. 868 p.
- ALSHEKHLEE, A.; ONDERS R. P.; SYED, T. U.; ELMO, M.; KATIRJI, B. Phrenic nerve conduction studies in spinal cord injury: applications for diaphragmatic pacing. **Muscle Nerve**, v.6, n. 38, p. 1546-1552, 2008.
- AMERICAN SPINAL CORD INJURY ASSOCIATION (ASIA). Disponível em: <<http://www.asia-spinalinjury.org/index.php>>. Acesso em: 27 nov. 2013.
- ARABADZHIEV, T. I.; DIMITROV, G.V.; DIMITROVA, N. A. Simulation analysis of the ability to estimate motor unit propagation velocity non-invasively by different two-channel methods and types of multi-electrodes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p. 403-415, 2003.
- ASSIS, A. K. T. **Os Fundamentos Experimentais e Históricos da Eletricidade**. 1. ed. Montreal: Apeiron Montreal, 2010. 265 p.
- BAYDUR, A.; ADKINS, R. H.; MILIC-EMILI, J. Lung mechanics in individuals with spinal cord injury: effects of injury level and posture. **J Appl Physiol**, v. 90, n. 2, p. 405-411, 2001.
- BELL, S. SHAW-DUNN, J. GOLLEE, H. ALLAN, D. B. FRASER, M. H. MCLEAN, A. N. Improving respiration in patients with tetraplegia by functional electrical stimulation: an anatomical perspective. **Clínical Anatomy**, v. 20, n. 6, p. 689-693, 2007.
- BOHÓRQUEZ, I. J. R.; SOUZA, M. N.; e PINO, A. V. Influência de parâmetros da estimulação elétrica funcional na contração concêntrica do quadríceps. **Rev. Bras. Eng. Biomédica**, v. 29, n. 2, p. 153-165, 2013.
- BORGES, F. S.; SOUZA, F. B.; OLIVEIRA, J. T. M. EVANGELISTA, A. R. Parâmetros de modulação na eletroestimulação neuromuscular utilizando corrente russa – Parte 1. **Revista Fisioterapia Ser**, n. 1, 2007.
- BRASIL. Guia de Boa Prática de Cuidados de Enfermagem à Pessoa com Traumatismo Vértebro-Medular. **Ordem dos Enfermeiros. Comissão de Especialidade de Enfermagem de Reabilitação**, 2009.
- BRASIL. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular**, Poder Executivo, Ministério da Saúde, Brasília, DF, 2012. Disponível em:

[http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes\\_atencao\\_pessoa\\_lesao\\_medular.pdf](http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_lesao_medular.pdf)>.  
Acesso em: 09 out. 2013.

BRASIL. Associação Médica Brasileira. Conselho Federal de Medicina. **Lesões Traumáticas da Coluna Cervical (Cervical Alta – C1 e C2, e Cervical Baixa – C3 a C7)**. 2007. Disponível em: <[http://www.projetodiretrizes.org.br/7\\_volume/32-Lesoes\\_Trau.Col.Cerv.pdf](http://www.projetodiretrizes.org.br/7_volume/32-Lesoes_Trau.Col.Cerv.pdf)>. Acesso em: 29 nov. 2013.

BRASIL. Resolução nº 8 de 2 de fevereiro de 1978. **Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional**, Brasília, 20 de fevereiro de 1978. Disponível em: <[http://www.coffito.org.br/publicacoes/pub\\_view.asp?cod=935&psecao=9](http://www.coffito.org.br/publicacoes/pub_view.asp?cod=935&psecao=9)>. Acesso em: 20 fev. 2013.

BUTLER, J. E.; LIM, J.; GORMAN, R. B.; BOSWELL- RUYS, C.; SABOISKY, J. P.; LEE B. B.; GANDEVIA, S. C.; Posterolateral Surface Electrical Stimulation of Abdominal Expiratory Muscles to Enhance Cough in Spinal Cord Injury. **Repair Neurorehabil Neural**, v. 25, n. 2, p. 158-167, 2011.

CARDENAS, D. D. HOFFMAN, J. M. KIRSHBLUM, S. MCKINLEY, W. Etiology and Incidence of Rehospitalization After Traumatic Spinal Cord Injury: A Multicenter Analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, n. 11 p. 1757-1763, 2004.

CARNEIRO, N. N. **Aplicabilidade Clínica da Eletromiografia na Odontologia**. Anápolis: INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE FUNORTE / SOEBRÁS, 2012.

CARVALHO, L. C. **Instrumentação Médico-Hospitalar**. 1º ed. Barueri: Editora Manole, 2008. 336 p.

CHENG, P. T.; CHEN, C. L.; WANG, C. M.; CHUNG, C. Y. Effect of neuromuscular electrical stimulation on cough capacity and pulmonary function in patients with acute cervical cord injury. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 38, n. 1, p. 32-36, 2006.

CHESTERTON, L. S.; LEWIS A. M.; SIM, J.; MALLEEN, C. D.; MASON, E. E.; HAY E. M.; WINDT D. A. Transcutaneous electrical nerve stimulation as adjunct to primary care management for tennis elbow: pragmatic randomised controlled trial. **BMJ**, v. 347, p. 1-12, 2013.

CHILES, B. W.; COOPER, P. R. Acute Spinal Injury. **The New England Journal of Medicine**, v. 334, n. 8, p. 514-520, 1996.

CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R. S. Utilização de Diferentes Técnicas para o Controle do Posicionamento dos Eletrodos de Superfície na Coleta do Sinal Eletromiográfico. **Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano**. v. 2, n. 2, p. 5-13, 2012.

DELAMARCHE, P.; DUFOUR M.; MULTON, F. **Anatomia, fisiologia e biomecânica**. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-koogan, 2006. 286 p.

DETROYER, A.; ESTENNE, M. Mechanism of active expiration in tetraplegic subjects,” **The New England Journal of Medicine**, v. 20, n. 12, p.740-744, 1986.

- DETROYER, A.; ESTENNE, M. The Expiratory Muscles in Tetraplegia. **Paraplegia**, v. 29, n. 12, p. 359-363, 1991.
- DEVIVO, M. J. Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications. **Spinal Cord**, v. 50, n. 5, p. 365-372, 2012.
- DIMARCO, A. F. Phrenic Nerve Stimulation in Patients with Spinal Cord Injury. **Respir Physiol Neurobiol**, v. 30, n. 2, p. 200-209, 2009.
- DIMARCO, A. F.; KOWALSKI, K. E.; GEERTMAN, R. T.; HROMYAK, D. R.; GEADA, F. S.; CREASEY, G. H.; NEMUNAITIS, G. A.; Lower Thoracic Spinal Cord Stimulation to Restore Cough in Patients with Spinal Cord Injury: Results of a National Institutes of Health-Sponsored Clinical Trial Part I: Methodology and Effectiveness of Expiratory Muscle Activation. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 5, p. 717-736, 2009.
- DIMARCO, A. F.; KOWALSKI, K. E.; GEERTMAN, R. T.; HROMYAK, D. R.; GEADA, F. S.; CREASEY, G. H.; Nemunaitis, G. A. Lower Thoracic Spinal Cord Stimulation to Restore Cough in Patients with Spinal Cord Injury: Results of a National Institutes of Health-Sponsored Clinical Trial. Part II: Clinical Outcomes. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 5, p. 726-732, 2009.
- DIMARCO, A. F.; KOWALSKI, K. E.; GEERTMAN, R. T.; HROMYAK, D. R. Spinal cord stimulation: a new method to produce an effective cough in patients with spinal cord injury. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 173, n. 12, p.1386-1389, 2006.
- DOHENY, E. P.; CAUFIELD, B. M.; MINOQUE, C. M.; LOWERY, M. M. Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation. **Medical Engineering and Physics**, v. 32, n. 5, p. 468-474, 2010.
- Early Acute Management in Adults with Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Providers, **Spinal Cord Medicine**, v. 31, n. 4, p. 408-479, 2008.
- ESTENNE, M.; PINET, C.; DETROYER, A. Abdominal Muscle Strength in Patients with Tetraplegia. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 161, n. 3, p. 707-712, 2000.
- ESTENNE, M.; DETROYER, A. Cough in tetraplegic subjects: an active process. **Ann Intern Med**, v. 112, n. 1, p. 22-28, 1990.
- FAVA, J. E. **Traumatismo Raquimedular: Características Clínicas e Epidemiológicas de Pacientes Atendidos em Hospital de Alta Complexidade em Campo Grande - Mato Grosso Do Sul**. Mato Grosso Do Sul: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Brasil, 2011.
- FREITAS, F. S.; PARREIRA, V. F.; IBIAPINA C. C. Aplicação clínica do pico de fluxo da tosse: uma revisão de literatura. **Fisioterapia Movimento**, v. 23, n. 3, p. 495-502, 2010.
- FERREIRA, A. S.; GUIMARÃES, F. S.; SILVA, J. G. Aspectos Metodológicos da Eletromiografia de Superfície: Considerações sobre os Sinais e Processamentos para Estudo da Função Neuromuscular. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v. 31, n. 2, p. 11-30, 2010.

FIGUEIREDO, P. A. P.; SILVA, E. M.; BRENTANO, M. A.; BLACK, G. L.; CABRAL, P.; JUNIOR, N. G. B.; KRUEL, L. F. M. Análise Eletromiográfica Temporal de Exercícios Abdominais Realizados em Meio Aquático e Terrestre. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 9, n.17, p. 81-86, 2008.

FONTANA, G. A.; LAVORINI, F. Cough motor mechanisms. **Respir Physiol Neurobiol**, v. 152, n. 3, p. 266-281, 2006.

GATER, D. R.; DOLBOWA, D.; TSUIB, B.; GORGEYA, A. S. Functional electrical stimulation therapies after spinal cord injury. **NeuroRehabilitation**, v. 28, n. 3, p. 231-248, 2011.

GAVE, N. S. **Estudo da Influência de Variável Antropométrica nos Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional com Diferentes Intensidades de Estímulo**. Rio de Janeiro, RJ. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

GOLLEE, H.; HUNT, K. J.; ALLAN, D. B.; FRASER, M. H.; MCLEANB, A. N. A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. **Medical Engineering & Physics**, v. 29, n. 7, p. 799-807, 2006.

GOLLEE, H.; HUNT, K. J.; FRASER, M. H.; MCLEANB, A. N. Abdominal stimulation for respiratory support in tetraplegia: a tutorial review. **Journal of Automatic Control**, v. 18, n. 2, p. 85-92, 2008.

GOLLEE, H.; HUNT, K. J.; ALLAN, D. B.; FRASER, M. H.; MCLEAN, A. N. A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. **Med Eng Phys**, v. 29, n. 7, p. 799-807, 2007.

GONÇALVES, R. N. **Efeito do Tratamento com TENS sobre a Dor e Atividade Eletromiográfica dos Músculos Mastigatórios em Portadores de DTM**. Piracicaba, SP. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Metodista de Piracicaba, 2005.

GRUENER, G.; BILLER, J. Spinal Cord Anatomy, Localization and Overview of Spinal Cord Syndromes. **Continuum: Lifelong Learning Neurol**, v. 14, n. 3, p. 11-35, 2008.

GUYTON A. C.; HALL, J. E. **Tratado De Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. 1216 p.

HAGEN, E. M.; EIDE, G. E.; REKAND, T.; GILHUS, N. E.; GRONNING, M. A 50-year follow-up of the incidence of traumatic spinal cord injuries in Western Norway. **Spinal Cord**, v. 48, n. 4, p. 313-318, 2010.

HERLIHY, B.; MAEBIUS, N. K. **Anatomia e Fisiologia do Corpo Humano Saudável e Enfermo**. 1. ed. São Paulo: Manole, 2002. 567 p.

Internacional Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), 2013 Disponível em: <[http://www.isek-online.org/standards\\_emg.html](http://www.isek-online.org/standards_emg.html)> Acesso em: 25 de Jul. 2013.

JAEGER, R. J.; TURBA, R. M.; YARKONY, G. M.; ROTH, E. J. Cough in spinal cord injured patients: comparison of three methods to produce cough. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 74, n. 2, p. 1358-1361, 1993.

JUNIOR, N. F. **Parâmetros Contemporâneos das Correntes excitomotoras**. Campos do Jordão, SP. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, da Universidade do Vale do Paraíba, 2005.

JUNIOR, V. A. R. **Respostas Neuromusculares do Músculo Vasto Lateral ao Método da Pré-exaustão adaptado**. Brasília, DF. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade de Brasília, 2008.

JUNQUEIRA, M. V. N.; CARVALHO, A. A.; SANCHES, M. A. A.; KOZAN, R. F.; URBAN, M. F. R.; GAINO, R.; PONTES W. Estimulador Elétrico Neuromuscular Microcontrolado. XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. **Anais**, 2012, p. 1391-1395.

KANDARE, F.; EXNER, G.; JERAJ, J.; ALIVERTI, A.; DELLACÁ, R.; STANIČ, U.; PEDOTTI, A.; JAEGER, R. Breathing induced by abdominal muscle stimulation in individuals without spontaneous ventilation. **Neuromodulation**, v. 5, n. 3, p. 180-185, 2002.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of Neural Science**. 4. ed. Estados Unidos da América: McGraw-Hill Companies, 2003. 1230 p.

KANG, S. W.; SHIN, J. C.; PARK, C. I.; MOON, J. H.; RHA, D. W.; CHO, D. H. Relationship between inspiratory muscle strength and cough capacity in cervical spinal cord injured Patients. **Spinal Cord**, v. 44, n. 4, p. 242-248, 2005.

KIRSHBLUM, S. C.; PRIEBE, M. M.; HO, C. H.; SCELZA, W. M.; CHIODO, A. E.; WUERMSER, L. Spinal Cord Injury Medicine. 3. Rehabilitation Phase After Acute Spinal Cord Injury. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n. 3, p. 62-70, 2007.

KITCHEN, S. **Eletroterapia: Prática baseada em evidências**. 11 ed. São Paulo: Manole, 2003. 712 p.

KONRAD, P. **The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography**. Estados Unidos da América: Noraxon Inc, 2005. 60 p.

KOWALSKI, K. E.; ROMANIUK, J. R.; DIMARCO, A. F. Changes in expiratory muscle function following spinal cord section. **J Appl Physiol**, v. 102, n. 4, p. 1422-1428, 2007.

KOWALSKI K. E.; DIMARCO, A. F. Comparison of wire and disc leads to activate the expiratory muscles in dogs. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 34, n. 6, p. 600-608, 2011.

LAMRAOUI, H.; BONVILAIN, A.; ROBAIN, G.; MOZER, P.; MOREAU-GAUDRY, A.; CINQUIN, P.; GUMERY, P.; BASROUR, S. Rectus Abdominis Electromyography and Mechanomyography Comparison for the Detection of Cough. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010, Buenos Aires, **Anais**, 2010, p. 6502-6505.



- LANGE, F.; WEERDEN, T. W. V.; HOEVEN, J. H. V. A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities. **J Appl Physiol**, v. 93, n. 2, p. 759-764, 2002.
- LARIVIE`RE, C.; GAGNON, D.; GRAVEL, D.; ARSENAULT, A. B. The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I – Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 6, p. 1006-1019, 2008.
- LASSERSON, D.; MILLS, K.; ARUNACHALAM, R.; POLKEY, M.; MOXHAM, J.; KALRA, L. Differences in motor activation of voluntary and reflex cough in humans. **Thorax**, v. 61, n. 8, p. 699-705, 2006.
- LEE, B. B.; BOSWELL-RUYS, C.; BUTLER, E.; GANDEVIA, S. C. Surface Functional Electrical Stimulation of the Abdominal Muscles to Enhance Cough and Assist Tracheostomy Decannulation After High-Level Spinal Cord Injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 31, n. 1, p. 78-82, 2008.
- LIN, V. W. H.; SINGH, H.; CHITKARA, R. K.; PERKASH, I. Functional Magnetic Stimulation for Restoring Cough in Patients With Tetraplegia. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n. 5, p. 517-522, 1998.
- LINDER, S. H. Functional Electrical Stimulation to Enhance Cough in Quadriplegia. **Chest**, v. 103, n. 1, p. 166-169, 1993.
- MACEDO, F. S.; ROCHA, A. F.; SANTOS, C. C.; MATEUS, S. R. M. Estimulação elétrica funcional da tosse sincronizada com o eletromiograma do músculo peitoral maior em pacientes com tetraplegia: uma nova perspectiva. Pan American Health Care Exchanges (PAHCE), 2013, Medellín. **Anais**, 2013, p. 7-12.
- JUNQUEIRA, M. V. N.; CARVALHO, A. A.; SANCHES, M. A. A.; KOZAN, R. F.; URBAN, M. F. R.; GAINO, R.; PONTES W. Estimulador Elétrico Neuromuscular Microcontrolado. XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. **Anais**, 2012, p. 1391-1395.
- MACHADO, A. B. M. **Neuroanatomia funcional**. 2. ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2005. 363 p.
- MACHADO, N.; STRINI, P.; BRANCO, C.; BORGES, R.; MAZZETTO, M.; FERNANDES, N. A.; FONSECA, R. Eletromiografia Aplicada às Desordens Temporomandibulares. **Rev Odontol Bras Central**, v. 19, n. 51, p. 280-284, 2010.
- MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação Eletromiográfica**. 2006. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo. São Paulo, 2006. Disponível em: <<http://demotu.org/pubs/EMG.pdf>> Acesso em: 24 jul. 2013.
- MATEUS, S. R. M.; BERALDO, P. S. S.; HORAN, T. C. Cholinergic bronchomotor tone and airway calibre in tetraplegic patient. **Spinal Cord**, v. 44, n. 5, p. 269-274, 2006.

MATEUS, S. R. M.; BERALDO, P. S. S.; HORAN, T. C. Maximal static mouth respiratory pressure in spinal cord injured patients: correlation with motor level. **Spinal Cord**, v. 45, n. 8, p. 569-575, 2007.

MCBAIN, R. A.; BOSWELL-RUYS C. L.; LEE, B. B.; GANDEVIA, S. C.; BUTLER, J. E. Abdominal Muscle Training can Enhance Cough after Spinal Cord Injury. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 27, n. 9, p. 834-843, 2013.

MCCOOL, F. D.; TZELEPIS, G. E. Dysfunction of the Diaphragm. **The New England Journal of Medicine**, v. 366, n. 10, p. 932-942, 2012.

MCDONALD, J. W.; BECKER, D.; SADOWSKY, C. L.; JANE, J. A.; CONTURO, T. SCHULTZ, L. M. Late recovery following spinal cord injury: case report and review of the literature. **J Neurosurg (Spine 2)**, v. 97, n. 9, p. 252-265, 2002.

MCKAY, W. B.; OVECHKIN, A. V.; VITAZ, T. W.; TERSON, P. D. G.; HARKEMA, S. J. Neurophysiological characterization of motor recovery in acute spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 49, n. 3, p. 421-429, 2011.

MCLACHLAN, A. J.; MCLEAN, A. N.; ALLAN, D. B.; GOLLEE, H. Changes in pulmonary function measures following a passive abdominal functional electrical stimulation training program. **J Spinal Cord Med**, v. 36, n. 2, p. 97-103, 2013.

MENDES, F. **Eletricidade Básica**. Cuibá: Universidade Federal do Mato Grosso, 2010. 67 p.

MESIN, L.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. Surface EMG: The issue of electrode location. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 719-726, 2009.

NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER (NSCISC). **Annual Report for the Spinal Cord Injury**. Complete Public Version 2012. Birmingham, Alabama. Disponível em: <<https://www.nscisc.uab.edu/PublicDocuments/reports/pdf/2012%20NSCISC%20Annual%20Statistical%20Report%20Complete%20Public%20Version.pdf>> Acesso em: 24 jul. 2013.

NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER (NSCISC). **Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance**, 2013. Birmingham, Alabama. Disponível em: <[https://www.nscisc.uab.edu/PublicDocuments/fact\\_figures\\_docs/Facts%202013.pdf](https://www.nscisc.uab.edu/PublicDocuments/fact_figures_docs/Facts%202013.pdf)> Acesso em: 24 jul. 2013.

NEVES, M.; ORSINI, A.; MELLO M. P.; ANTONIOLI, R. S.; FREITAS, M. R. G. Escalas clínicas e funcionais no gerenciamento de indivíduos com Lesões Traumáticas da Medula Espinhal. **Rev Neurocienc**, v. 15, n. 3 p. 234-239, 2007.

GAVE, N. S. **Estudo da Influência de Variável Antropométrica nos Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional com Diferentes Intensidades de Estímulo**. Rio de Janeiro, RJ. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

NORONHA, J. B. **Levantamento Epidemiológico dos Casos de Lesão Medular Espinhal Traumática Atendidos em Unidade de Reabilitação de Goiânia - Goiás**, Goiania, GO, Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Católica de Goiás, 2008.

OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; VAZ, D. V.; AQUINO, C. F.; BRÍCIO, R. S. Eletromiografia: interpretação e aplicações na ciência da reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, São Paulo, v.6, n.4, p. 305-310, 2005.

PEPINO, A. L. G. **Sistema de Eletroestimulação Portátil com Oito Canais Síncronos**, Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2011.

PALMER, S.; DOMAILLE, M.; CRAMP, F.; WALSH, N.; POLLOCK, J.; Kirwan, J.; JOHNSON M. I. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation as an Adjunct to Education and Exercise for Knee Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial. **Arthritis Care & Research**, v.66, n. 3, p. 387-394, 2014.

PEREIRA C. U.; JESUS R. M. Epidemiologia do Traumatismo Raquimedular. **J Bras Neurocirurg**, v. 22, n. 2, p. 26-31, 2011.

PETROFSKY, J. The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle. **Medical Engineering and Physics**, v. 30, n. 9, p. 1168-1176, 2008.

PONTES, C. S. **Aplicação do Biofeedback Eletromiograma na Reeducação do Padrão Respiratório Diafragmático em Crianças Asmáticas**, Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, 2004.

PRUDENTE, C. N. **Padrão de coordenação neuromuscular dos membros inferiores de hemiparéticos crônicos durante o movimento sentado para de pé**, Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

REID, W. D.; BROWN, J.; KONNYU, K. J.; RURAK, J. M. E.; SAKAKIBARA, B. M. Physiotherapy Secretion Removal Techniques in People with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 33, n. 4, p. 353-370, 2010.

ROBERTSON, V.; WARD, A.; JOHN, L.; ANN, R. **Eletroterapia Explicada: Princípios e prática**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. p. 484.

ROBINSON, A. J. MACKLER, L. S. **Eletrofisiologia Clínica, Eletroterapia e Teste Eletrofisiológico**. 1. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. p. 560.

SALMONS, S.; JARVIS, J. C.; A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. **Med Eng Phys**, v. 29, n. 10, p. 1180-1181, 2007.

SAMPAIO, R. F.; MANCINI, M. C. Estudos De Revisão Sistemática: Um Guia para Síntese Críteriosa da Evidência Científica. **Rev. Bras. Fisioterapia**, v. 11, n. 1, p. 83-89, 2007.

SANTOS, S. B. S. **Detecção de Início de Ativação Muscular no Eletromiograma com o Operador Teager-Kaiser**. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

SBRUZZI, G.; SILVEIRA, S. A.; SILVA, D. V.; CORONEL, C. C.; PLENTZ, R. D. M. Transcutaneous electrical nerve stimulation after thoracic surgery: systematic review and metaanalysis of randomized trials. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, v. 27, n. 1, p. 75-87, 2012.

SCHANS, C. P. V.; PIERS, A.; MULDER, G. A. Efficacy of Coughing in Tetraplegic Patients. **Spine**, v. 25, n. 17, p. 2200-2203, 2000.

SCHILERO G. J.; SPUNGEN, A. M.; BAUMAN, W. A.; RADULOVIC, M.; LESSER, M. Pulmonary function and spinal cord injury. **Respir Physiol Neurobiol**, v. 166, n. 3, p. 129-141, 2009.

SCHUSTER, R. C. **Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional na Atividade Muscular do Membro Afetado Pós-AVC: Estudo Piloto**. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

SILVA, S. M.; CORRÊA, J. C. F.; AMARAL, T. S.; PEREIRA, H. A. N.; JERÔNIMO, J. C.; SAMPAIO, L. M. M.; CORRÊA, F. I. Estudo da Fadiga Muscular pela Eletromiografia e Força Muscular, após dois Protocolos de Estimulação Elétrica Funcional. **ConScientiae Saúde**, v. 9, n. 2, p. 220-226, 2010.

SISCÃO, M. P.; PEREIRA, C.; ARNAL, R. L. C.; FOSS, M H. D. A. L.; MARINO, H. C. **Trauma Raquimedular: Caracterização em um Hospital Público**, **Arq Ciênc Saúde**, v. 14, n. 3, p. 145-147, 2007.

SORLI, J.; KANDARE, F.; JAEGER, R. J.; Ventilatory Assistance Using Electrical Stimulation of Abdominal Muscles. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 4, n. 1, p. 1-6, 1996.

SPECIALI, J. G. Semiotécnica Neurológica. **Medicina, Ribeirão Preto**, v. 29, p. 19-31, 1996.

SPIVAK, E.; KEREN, O.; NIV, D.; LEVENTAL, J.; STEINBERG, F.; BARAK, D.; CHEN, B.; ZUPAN, A.; CATZ, A. Electromyographic signal-activated functional electrical stimulation of abdominal muscles: the effect on pulmonary function in patients with tetraplegia. **Spinal Cord**, v. 45, n. 7, p. 491-495, 2007.

STANIC, U.; KANDARE, F.; JAEGER, R. SORLI, J. Functional electrical stimulation of abdominal muscles to augment tidal volume in spinal cord injury. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 8, n. 1, p. 30-34, 2000.

STROHL, K. P.; MEAD, J.; BANZETT, R. B.; LORING, S. H.; KOSCH, P. C. Regional differences in abdominal muscle activity during various maneuvers in humans. **J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol**, v. 51, n. 6, p. 1471-1476, 1981.

TAYLOR, P. N.; TROMANS, A. M.; HARRIS, K. R.; SWAIN, I. D. Electrical stimulation of abdominal muscles for control of blood pressure and augmentation of cough in a C3/4 level tetraplegic. **Spinal Cord**, v. 40, n. 1, p. 34-36, 2002.

TEDDE, M. L.; ONDERS, R. P.; TEIXEIRA, M. J.; LAGE, S. G.; BALLESTER, G.; BROTTTO, M. W.; OKUMURA, I. E. M.; JATENE, F. B. Ventilação elétrica: indicações e aspectos técnicos do implante cirúrgico do marca-passo de estimulação diafragmática. **J Bras Pneumologia**, v. 38 n. 5, p. 566-572, 2012.

URDANETA, F.; LAYON J. Respiratory Complications in Patients with Traumatic Cervical Spine Injuries: Case Report and Review of the Literature. **Journal of Clinical Anesthesia**, v. 15, n. 5, p. 398-405, 2003.

URRÚTIA, G.; BONFILL, X. PRISMA declaration: A proposal to improve the publication of systematic reviews and meta-analyses. **Med Clin (Barc)**, v. 135, n. 11, p. 507-511, 2010.

VÁZQUEZ, R. G.; SEDES, P. R.; FARIÑA, M. M.; MARQUÉS, A. M.; VELASCO, M. E. F. Respiratory Management in the Patient with Spinal Cord Injury. **BioMed Research International**, p. 1-12, 2013.

WANG, A. Y.; JAEGER, R. J.; YARKONY, G. M.; TURBA, R. M.; Cough in spinal cord injured patients: the relationship between motor level and peak expiratory flow. **Spinal Cord**, v. 35, n. 5, p. 299-302, 1997.

WATERS, R. L.; ADKINS, R. H.; YAKURA, J. S. Definition of Complete Spinal Cord Injury. **Paraplegia**, v. 29, n. 9, p. 573-581, 1991.

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**, v. 35, n. 8, p. 540-545, 1997.

## **ANEXOS**

# ANEXO A: Padrão Internacional de Classificação Neurológica de Lesão Medular Espinhal (ASIA)

Patient Name \_\_\_\_\_  
 Examiner Name \_\_\_\_\_ Date/Time of Exam \_\_\_\_\_

**ASIA** INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL **ISCOS**  
 AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY

**MOTOR**  
KEY MUSCLES (scoring on reverse side)

C5	R	L	Elbow flexors
C6	R	L	Wrist extensors
C7	R	L	Elbow extensors
C8	R	L	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1	R	L	Finger abductors (5th finger)
UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (25) (25) (50)			

Comments: \_\_\_\_\_

L2	R	L	Hip flexors
L3	R	L	Knee extensors
L4	R	L	Ankle dorsiflexors
L5	R	L	Long toe extensors
S1	R	L	Ankle plantar flexors
LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (25) (25) (50)			

(VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No)

**SENSORY**  
KEY SENSORY POINTS

0 = absent  
 1 = absent  
 2 = normal  
 NT = NOT TESTABLE

C2	R	L	R	L
C3				
C4				
C5				
C6				
C7				
C8				
T1				
T2				
T3				
T4				
T5				
T6				
T7				
T8				
T9				
T10				
T11				
T12				
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3				
S4-5				
TOTALS (MAXIMUM) (56) (56) (56) (56)				

(DAP) Deep anal pressure (yes/No)   
 PIN PRICK SCORE (max: 112)   
 LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)

• Key Sensory Points

**NEUROLOGICAL LEVEL** (The most caudal segment with normal function)  R  L

**SINGLE NEUROLOGICAL LEVEL**

**COMPLETE OR INCOMPLETE?**   
 Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5

**ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS)**

**ZONE OF PARTIAL PRESERVATION** (In complete injuries only) (Most cephalad level with any preservation)  R  L

**SENSORY MOTOR**  R  L

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. REV 04/11

## Muscle Function Grading

- 0 = total paralysis
  - 1 = palpable or visible contraction
  - 2 = active movement, full range of motion (ROM) with gravity eliminated
  - 3 = active movement, full ROM against gravity
  - 4 = active movement, full ROM against gravity and moderate resistance in a muscle specific position.
  - 5 = (normal) active movement, full ROM against gravity and full resistance in a muscle specific position expected from an otherwise unimpaired person.
  - 5\* = (normal) active movement, full ROM against gravity and sufficient resistance to be considered normal if identified inhibiting factors (i.e. pain, disuse) were not present.
- NT= not testable (i.e. due to immobilization, severe pain such that the patient cannot be graded, amputation of limb, or contracture of >50% of the range of motion).

## ASIA Impairment (AIS) Scale

- A = Complete.** No sensory or motor function is preserved in the sacral segments S4-S5.
  - B = Sensory Incomplete.** Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-S5 (light touch, pin prick at S4-S5; or deep anal pressure (DAP), AND no motor function is preserved more than three levels below the motor level on either side of the body.
  - C = Motor Incomplete.** Motor function is preserved below the neurological level\*\*, and more than half of key muscle functions below the single neurological level of injury (NLI) have a muscle grade less than 3 (Grades 0-2).
  - D = Motor Incomplete.** Motor function is preserved below the neurological level\*\*, and at least half (half or more) of key muscle functions below the NLI have a muscle grade  $\geq 3$ .
  - E = Normal.** If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments, and the patient had prior deficits, then the AIS grade is E. Someone without an initial SCI does not receive an AIS grade.
- \*\*For an individual to receive a grade of C or D, i.e. motor incomplete status, they must have either (1) voluntary anal sphincter contraction or (2) sacral sensory sparing with sparing of motor function more than three levels below the motor level for that side of the body. The Standards at this time allows even non-key muscle function more than 3 levels below the motor level to be used in determining motor incomplete status (AIS B versus C).

NOTE: When assessing the extent of motor sparing below the level for distinguishing between AIS B and C, the motor level on each side is used, whereas to differentiate between AIS C and D (based on proportion of key muscle functions with strength grade 3 or greater) the single neurological level is used.

## Steps in Classification

The following order is recommended in determining the classification of individuals with SCI.

1. Determine sensory levels for right and left sides.
2. Determine motor levels for right and left sides.  
*Note: in regions where there is no myotome to test, the motor level is presumed to be the same as the sensory level, if testable motor function above that level is also normal.*
3. Determine the single neurological level.  
*This is the lowest segment where motor and sensory function is normal on both sides, and is the most cephalad of the sensory and motor levels determined in steps 1 and 2.*
4. Determine whether the injury is Complete or Incomplete. (i.e. absence or presence of sacral sparing)  
*If voluntary anal contraction = No AND all S4-5 sensory scores = 0 AND deep anal pressure = No, then injury is COMPLETE. Otherwise, injury is Incomplete.*
5. Determine ASIA Impairment Scale (AIS) Grade:  
**Is injury Complete?** If YES, AIS=A and can record ZPP (lowest dermatome or myotome on each side with some preservation)  
 NO  
**Is injury motor Incomplete?** If NO, AIS=B (Yes=voluntary anal contraction OR motor function more than three levels below the motor level on a given side, if the patient has sensory incomplete classification)  
 YES  
**Are at least half of the key muscles below the single neurological level graded 3 or better?**  
 NO → AIS=C      YES → AIS=D

If sensation and motor function is normal in all segments, AIS=E  
*Note: AIS E is used in follow-up testing when an individual with a documented SCI has recovered normal function. If at initial testing no deficits are found, the individual is neurologically intact; the ASIA Impairment Scale does not apply.*

## ANEXO B: ESCALA PEDro

### Escala de PEDro – Português (Brasil)

---

1. Os critérios de elegibilidade foram especificados	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
2. Os sujeitos foram aleatoriamente distribuídos por grupos (num estudo cruzado, os sujeitos foram colocados em grupos de forma aleatória de acordo com o tratamento recebido)	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
3. A alocação dos sujeitos foi secreta	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
4. Inicialmente, os grupos eram semelhantes no que diz respeito aos indicadores de prognóstico mais importantes	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
5. Todos os sujeitos participaram de forma cega no estudo	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
6. Todos os terapeutas que administraram a terapia fizeram-no de forma cega	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
7. Todos os avaliadores que mediram pelo menos um resultado-chave, fizeram-no de forma cega	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
8. Mensurações de pelo menos um resultado-chave foram obtidas em mais de 85% dos sujeitos inicialmente distribuídos pelos grupos	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
9. Todos os sujeitos a partir dos quais se apresentaram mensurações de resultados receberam o tratamento ou a condição de controle conforme a alocação ou, quando não foi esse o caso, fez-se a análise dos dados para pelo menos um dos resultados-chave por “intenção de tratamento”	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
10. Os resultados das comparações estatísticas inter-grupos foram descritos para pelo menos um resultado-chave	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
11. O estudo apresenta tanto medidas de precisão como medidas de variabilidade para pelo menos um resultado-chave	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:

---

A escala PEDro baseia-se na lista de Delphi, desenvolvida por Verhagen e colegas no Departamento de Epidemiologia, da Universidade de Maastricht (Verhagen AP et al (1988). *The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomised clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. Journal of Clinical Epidemiology, 51(12):1235-41*). A lista, na sua maior parte, baseia-se num “consenso de peritos” e não em dados empíricos. Incluíram-se na escala de PEDro dois itens adicionais, que não constavam da lista de Delphi (os itens 8 e 10 da escala de PEDro). À medida que forem disponibilizados mais dados empíricos, pode vir a ser possível ponderar os itens da escala de forma a que a pontuação obtida a partir da aplicação da escala PEDro reflita a importância de cada um dos itens da escala.

O objetivo da escala PEDro consiste em auxiliar os utilizadores da base de dados PEDro a identificar rapidamente quais dos estudos controlados aleatorizados, ou quase-aleatorizados, (ou seja, ECR ou ECC) arquivados na base de dados PEDro poderão ter validade interna (critérios 2-9), e poderão conter suficiente informação estatística para que os seus resultados possam ser interpretados (critérios 10-11). Um critério adicional (critério 1) que diz respeito à validade externa (ou “potencial de generalização” ou “aplicabilidade” do estudo clínico) foi mantido para que a *Delphi list* esteja completa, mas este critério não será usado para calcular a pontuação PEDro apresentada no endereço PEDro na internet.

A escala PEDro não deverá ser usada como uma medida da “validade” das conclusões de um estudo. Advertimos, muito especialmente, os utilizadores da escala PEDro de que estudos que revelem efeitos significativos do tratamento e que obtenham pontuação elevada na escala PEDro não fornecem, necessariamente, evidência de que o tratamento seja clinicamente útil. Adicionalmente, importa saber se o efeito do tratamento foi suficientemente expressivo para poder ser considerado clinicamente justificável, se os efeitos positivos superam os negativos, e aferir a relação de custo-benefício do tratamento. A escala não deve ser utilizada para comparar a “qualidade” de estudo clínicos realizados em diferentes áreas de terapia, principalmente porque algumas áreas da prática da fisioterapia não é possível satisfazer todos os itens da escala.

Modificada pela última vez em 21 de Junho de 1999

Tradução em Português vez em 13 de Maio de 2009

Ajustes ortográficos para a versão Português-Brasileiro em 12 de Agosto de 2010



#### Indicações para a administração da escala PEDro:

- Todos os critérios A pontuação só será atribuída quando um critério for claramente satisfeito. Se numa leitura literal do relatório do ensaio existir a possibilidade de um critério não ter sido satisfeito, esse critério não deve receber pontuação.
- Critério 1 Este critério pode considerar-se satisfeito quando o relatório descreve a origem dos sujeitos e a lista de requisitos utilizados para determinar quais os sujeitos eram elegíveis para participar no estudo.
- Critério 2 Considera-se que num determinado estudo houve alocação aleatória se o relatório referir que a alocação dos sujeitos foi aleatória. O método de aleatoriedade não precisa de ser explícito. Procedimentos tais como lançamento de dados ou moeda ao ar podem ser considerados como alocação aleatória. Procedimentos de alocação quase-aleatória tais como os que se efetuam a partir do número de registo hospitalar, da data de nascimento, ou de alternância, não satisfazem este critério.
- Critério 3 *Alocação secreta* significa que a pessoa que determinou a elegibilidade do sujeito para participar no ensaio desconhecia, quando a decisão foi tomada, o grupo a que o sujeito iria pertencer. Deve atribuir-se um ponto a este critério, mesmo que não se diga que a alocação foi secreta, quando o relatório refere que a alocação foi feita a partir de envelopes opacos fechados ou que a alocação implicou o contato com o responsável pela alocação dos sujeitos por grupos, e este último não participou do ensaio.
- Critério 4 No mínimo, nos estudos de intervenções terapêuticas, o relatório deve descrever pelo menos uma medida da gravidade da condição a ser tratada e pelo menos uma (diferente) medida de resultado-chave que caracterize a linha de base. O examinador deve assegurar-se de que, com base nas condições de prognóstico de início, não seja possível prever diferenças clinicamente significativas dos resultados, para os diversos grupos. Este critério é atingido mesmo que somente sejam apresentados os dados iniciais do estudo.
- Critérios 4, 7-11 *Resultados-chave* são resultados que fornecem o indicador primário da eficácia (ou falta de eficácia) da terapia. Na maioria dos estudos, utilizam mais do que uma variável como medida de resultados.
- Critérios 5-7 *Ser cego para o estudo* significa que a pessoa em questão (sujeito, terapeuta ou avaliador) não conhece qual o grupo em que o sujeito pertence. Mais ainda, sujeitos e terapeutas só são considerados “cegos” se for possível esperar-se que os mesmos sejam incapazes de distinguir entre os tratamentos aplicados aos diferentes grupos. Nos ensaios em que os resultados-chave são relatados pelo próprio (por exemplo, escala visual análoga, registo diário da dor), o avaliador é considerado “cego” se o sujeito foi “cego”.
- Critério 8 Este critério só se considera satisfeito se o relatório referir explicitamente *tanto* o número de sujeitos inicialmente alocados nos grupos *como* o número de sujeitos a partir dos quais se obtiveram medidas de resultados-chave. Nos ensaios em que os resultados são medidos em diferentes momentos no tempo, um resultado-chave tem de ter sido medido em mais de 85% dos sujeitos em algum destes momentos.
- Critério 9 Uma análise de *intenção de tratamento* significa que, quando os sujeitos não receberam tratamento (ou a condição de controle) conforme o grupo atribuído, e quando se encontram disponíveis medidas de resultados, a análise foi efetuada como se os sujeitos tivessem recebido o tratamento (ou a condição de controle) que lhes foi atribuído inicialmente. Este critério é satisfeito, mesmo que não seja referida a análise por intenção de tratamento, se o relatório referir explicitamente que todos os sujeitos receberam o tratamento ou condição de controle, conforme a alocação por grupos.
- Critério 10 Uma *comparação estatística inter-grupos* implica uma comparação estatística de um grupo com outro. Conforme o desenho do estudo, isto pode implicar uma comparação de dois ou mais tratamentos, ou a comparação do tratamento com a condição de controle. A análise pode ser uma simples comparação dos resultados medidos após a administração do tratamento, ou a comparação das alterações num grupo em relação às alterações no outro (quando se usou uma análise de variância para analisar os dados, esta última é frequentemente descrita como interação grupo versus tempo). A comparação pode apresentar-se sob a forma de hipóteses (através de um valor de p, descrevendo a probabilidade dos grupos diferirem apenas por acaso) ou assumir a forma de uma estimativa (por exemplo, a diferença média ou a diferença mediana, ou uma diferença nas proporções, ou um número necessário para tratar, ou um risco relativo ou um razão de risco) e respectivo intervalo de confiança.
- Critério 11 Uma *medida de precisão* é uma medida da dimensão do efeito do tratamento. O efeito do tratamento pode ser descrito como uma diferença nos resultados do grupo, ou como o resultado em todos os (ou em cada um dos) grupos. *Medidas de variabilidade* incluem desvios-padrão (DP's), erros-padrão (EP's), intervalos de confiança, amplitudes interquartis (ou outras amplitudes de quantis), e amplitudes de variação. As medidas de precisão e/ou as medidas de variabilidade podem ser apresentadas graficamente (por exemplo, os DP's podem ser apresentados como barras de erro numa figura) desde que aquilo que é representado seja inequivocamente identificável (por exemplo, desde que fique claro se as barras de erro representam DP's ou EP's). Quando os resultados são relativos a variáveis categóricas, considera-se que este critério foi cumprido se o número de sujeitos em cada categoria é apresentado para cada grupo.

## ANEXO C: STROBE

### STROBE Statement (“Declaração STROBE”)

Item	Nº	Recomendação
Título e Resumo	1	Indique o desenho do estudo no título ou no resumo, com termo comumente utilizado Disponibilize no resumo um sumário informativo e equilibrado do que foi feito e do que foi encontrado
Introdução		
Contexto/Justificativa	2	Detalhe o referencial teórico e as razões para executar a pesquisa.
Objetivos	3	Descreva os objetivos específicos, incluindo quaisquer hipóteses pré-existentes.
Métodos		
Desenho do estudo	4	Apresente, no início do artigo, os elementos-chave relativos ao desenho do estudo.
Contexto ( <i>setting</i> )	5	Descreva o contexto, locais e datas relevantes, incluindo os períodos de recrutamento, exposição, acompanhamento ( <i>follow-up</i> ) e coleta de dados.
Participantes	6	Estudos de Coorte: Apresente os critérios de elegibilidade, fontes e métodos de seleção dos participantes. Descreva os métodos de acompanhamento. Estudos de Caso-Controle: Apresente os critérios de elegibilidade, as fontes e o critério-diagnóstico para identificação dos casos e os métodos de seleção dos controles. Descreva a justificativa para a eleição dos casos e controles Estudo Seccional: Apresente os critérios de elegibilidade, as fontes e os métodos de seleção dos participantes. Estudos de Coorte: Para os estudos pareados, apresente os critérios de pareamento e o número de expostos e não expostos. Estudos de Caso-Controle: Para os estudos pareados, apresente os critérios de pareamento e o número de controles para cada caso.
Variáveis	7	Defina claramente todos os desfechos, exposições, preditores, confundidores em potencial e modificadores de efeito. Quando necessário, apresente os critérios diagnósticos.
Fontes de dados/ Mensuração	8 <sup>a</sup>	Para cada variável de interesse, forneça a fonte dos dados e os detalhes dos métodos utilizados na avaliação (mensuração). Quando existir mais de um grupo, descreva a comparabilidade dos métodos de avaliação.
Viés	9	Especifique todas as medidas adotadas para evitar potenciais fontes de vies.
Tamanho do estudo	10	Explique como se determinou o tamanho amostral.
Variáveis quantitativas	11	Explique como foram tratadas as variáveis quantitativas na análise. Se aplicável, descreva as categorizações que foram adotadas e porque.
Métodos estatísticos	12	Descreva todos os métodos estatísticos, incluindo aqueles usados para controle de confundimento. Descreva todos os métodos utilizados para examinar subgrupos e interações. Explique como foram tratados os dados faltantes (“missing data”) Estudos de Coorte: Se aplicável, explique como as perdas de acompanhamento foram tratadas. Estudos de Caso-Controle: Se aplicável, explique como o pareamento dos casos e controles foi tratado. Estudos Seccionais: Se aplicável, descreva os métodos utilizados para considerar a estratégia de amostragem. Descreva qualquer análise de sensibilidade.
Resultados		
Participantes	13 <sup>a</sup>	Descreva o número de participantes em cada etapa do estudo (ex: número de participantes potencialmente elegíveis, examinados de acordo com critérios de elegibilidade, elegíveis de fato, incluídos no estudo, que terminaram o acompanhamento e efetivamente analisados) Descreva as razões para as perdas em cada etapa. Avalie a pertinência de apresentar um diagrama de fluxo
Dados descritivos	14 <sup>a</sup>	Descreva as características dos participantes (ex: demográficas, clínicas e sociais) e as informações sobre exposições e confundidores em potencial. Indique o número de participantes com dados faltantes para cada variável de interesse. Estudos de Coorte: Apresente o período de acompanhamento (ex: média e tempo total)

Tabela continuação

Item	Nº	Recomendação
Desfecho	15 <sup>a</sup>	Estudos de Coorte: Descreva o número de eventos-desfecho ou as medidas-resumo ao longo do tempo Estudos de Caso-Controlle: Descreva o número de indivíduos em cada categoria de exposição ou apresente medidas-resumo de exposição. Estudos Seccionais: Descreva o número de eventos-desfecho ou apresente as medidas-resumo.
Resultados principais	16	Descreva as estimativas não ajustadas e, se aplicável, as estimativas ajustadas por variáveis confundidoras, assim como sua precisão (ex: intervalos de confiança). Deixe claro quais foram os confundidores utilizados no ajuste e porque foram incluídos. Quando variáveis contínuas forem categorizadas, informe os pontos de corte utilizados. Se pertinente, considere transformar as estimativas de risco relativo em termos de risco absoluto, para um período de tempo relevante.
Outras análises	17	Descreva outras análises que tenham sido realizadas. Ex: análises de subgrupos, interação, sensibilidade.
Discussão		
Resultados principais	18	Resuma os principais achados relacionando-os aos objetivos do estudo.
Limitações	19	Apresente as limitações do estudo, levando em consideração fontes potenciais de viés ou imprecisão. Discuta a magnitude e direção de viéses em potencial.
Interpretação	20	Apresente uma interpretação cautelosa dos resultados, considerando os objetivos, as limitações, a multiplicidade das análises, os resultados de estudos semelhantes e outras evidências relevantes.
Generalização	21	Discuta a generalização (validade externa) dos resultados.
Outras Informações		
Financiamento	22	Especifique a fonte de financiamento do estudo e o papel dos financiadores. Se aplicável, apresente tais informações para o estudo original no qual o artigo é baseado.

<sup>a</sup> Descreva essas informações separadamente para casos e controles em Estudos de Caso-Controlle e para grupos de expostos e não expostos, em Estudos de Coorte ou Estudos Seccionais.

Nota: Documentos mais detalhados discutem de forma mais aprofundada cada item do *checklist*, além de apresentarem o referencial teórico no qual essa lista se baseia e exemplos de descrições adequadas de cada item (Vandenbroucke et al.<sup>24,25</sup> A *checklist* do STROBE é mais adequadamente utilizada um conjunto com esses artigos (disponíveis gratuitamente no site das revistas PLoS Medicine [www.plosmedicine.org], Annals of Internal Medicine [www.annals.org] e Epidemiology [www.epidem.com]). No website da iniciativa STROBE (www.strobe-statement.org) estão disponíveis versões separadas de *checklist* para Estudos de Coorte, Caso-Controlle ou Seccionais. Reproduzida de von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP. Declaração STROBE: Diretrizes para a comunicação de estudos observacionais [material suplementar na internet]. Malta M, Cardoso LO, tradutores. In: Malta M, Cardoso LO, Bastos FI, Magnanini MMF, Silva CMFP. Iniciativa STROBE: subsídios para a comunicação de estudos observacionais. *Rev Saude Publica*. 2010;44(3):559-65.

## ANEXO C: PRISMA



### PRISMA 2009 Checklist

Section/topic	#	Checklist item	Reported on page #
<b>TITLE</b>			
Title	1	Identify the report as a systematic review, meta-analysis, or both.	
<b>ABSTRACT</b>			
Structured summary	2	Provide a structured summary including, as applicable: background; objectives; data sources; study eligibility criteria, participants, and interventions; study appraisal and synthesis methods; results; limitations; conclusions and implications of key findings; systematic review registration number.	
<b>INTRODUCTION</b>			
Rationale	3	Describe the rationale for the review in the context of what is already known.	
Objectives	4	Provide an explicit statement of questions being addressed with reference to participants, interventions, comparisons, outcomes, and study design (PICOS).	
<b>METHODS</b>			
Protocol and registration	5	Indicate if a review protocol exists, if and where it can be accessed (e.g., Web address), and, if available, provide registration information including registration number.	
Eligibility criteria	6	Specify study characteristics (e.g., PICOS, length of follow-up) and report characteristics (e.g., years considered, language, publication status) used as criteria for eligibility, giving rationale.	
Information sources	7	Describe all information sources (e.g., databases with dates of coverage, contact with study authors to identify additional studies) in the search and date last searched.	
Search	8	Present full electronic search strategy for at least one database, including any limits used, such that it could be repeated.	
Study selection	9	State the process for selecting studies (i.e., screening, eligibility, included in systematic review, and, if applicable, included in the meta-analysis).	
Data collection process	10	Describe method of data extraction from reports (e.g., piloted forms, independently, in duplicate) and any processes for obtaining and confirming data from investigators.	
Data items	11	List and define all variables for which data were sought (e.g., PICOS, funding sources) and any assumptions and simplifications made.	
Risk of bias in individual studies	12	Describe methods used for assessing risk of bias of individual studies (including specification of whether this was done at the study or outcome level), and how this information is to be used in any data synthesis.	
Summary measures	13	State the principal summary measures (e.g., risk ratio, difference in means).	
Synthesis of results	14	Describe the methods of handling data and combining results of studies, if done, including measures of consistency (e.g., $I^2$ ) for each meta-analysis.	



## PRISMA 2009 Checklist

Section/topic	#	Checklist item	Reported on page #
Risk of bias across studies	15	Specify any assessment of risk of bias that may affect the cumulative evidence (e.g., publication bias, selective reporting within studies).	
Additional analyses	16	Describe methods of additional analyses (e.g., sensitivity or subgroup analyses, meta-regression), if done, indicating which were pre-specified.	
<b>RESULTS</b>			
Study selection	17	Give numbers of studies screened, assessed for eligibility, and included in the review, with reasons for exclusions at each stage, ideally with a flow diagram.	
Study characteristics	18	For each study, present characteristics for which data were extracted (e.g., study size, PICOS, follow-up period) and provide the citations.	
Risk of bias within studies	19	Present data on risk of bias of each study and, if available, any outcome level assessment (see item 12).	
Results of individual studies	20	For all outcomes considered (benefits or harms), present, for each study: (a) simple summary data for each intervention group (b) effect estimates and confidence intervals, ideally with a forest plot.	
Synthesis of results	21	Present results of each meta-analysis done, including confidence intervals and measures of consistency.	
Risk of bias across studies	22	Present results of any assessment of risk of bias across studies (see Item 15).	
Additional analysis	23	Give results of additional analyses, if done (e.g., sensitivity or subgroup analyses, meta-regression [see Item 16]).	
<b>DISCUSSION</b>			
Summary of evidence	24	Summarize the main findings including the strength of evidence for each main outcome; consider their relevance to key groups (e.g., healthcare providers, users, and policy makers).	
Limitations	25	Discuss limitations at study and outcome level (e.g., risk of bias), and at review-level (e.g., incomplete retrieval of identified research, reporting bias).	
Conclusions	26	Provide a general interpretation of the results in the context of other evidence, and implications for future research.	
<b>FUNDING</b>			
Funding	27	Describe sources of funding for the systematic review and other support (e.g., supply of data); role of funders for the systematic review.	

From: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. PLoS Med 6(6): e1000097. doi:10.1371/journal.pmed1000097

For more information, visit: [www.prisma-statement.org](http://www.prisma-statement.org).

## **APÊNCIDES**

# APÊNDICE A: RELATÓRIO DE BUSCA

## ETAPA I: Estratégia FES

Base de dados: *PubMed*

Descritores: functional electric stimulation **OR** electrostimulation **OR** electrical stimulation **AND** cough **OR** mucociliary clearance **AND** quadriplegia **OR** spinal cord injury **OR** tetraplegia **OR** tetraplegic\*

**Resultado parcial:** 26 artigos encontrados

## REGISTRO

How To

PubMed (functional electric stimulation OR electrostimulation OR electrical stimulation) AND (cough OR mucociliary clearance)

RSS Save search Advanced

**Display Settings:** Summary, 20 per page, Sorted by Recently Added **Send to:** **Filters:** [Manage](#)

Your search was saved. [Edit your search settings.](#)

**Results: 1 to 20 of 26** << First < Prev Page 1 of 2 Next > Last >>

Filters activated: Publication date from 1983/01/01 to 2013/12/03, Humans. [Clear all](#) to show 33 items.

[Challenges and opportunities in restoring function after paralysis.](#)

1. Peckham PH, Kilgore KL.  
IEEE Trans Biomed Eng. 2013 Mar;60(3):602-9. doi: 10.1109/TBME.2013.2245128. Epub 2013 Mar 7.  
PMID: 23481680 [PubMed - indexed for MEDLINE]  
[Related citations](#)

[Functional electrical stimulation therapies after spinal cord injury.](#)

2. Gater DR Jr, Dolbow D, Tsui B, Gorgey AS.  
NeuroRehabilitation. 2011;28(3):231-48. doi: 10.3233/NRE-2011-0652. Review. No abstract available.  
PMID: 21558629 [PubMed - indexed for MEDLINE]  
[Related citations](#)

[Physiotherapy secretion removal techniques in people with spinal cord injury: a systematic review.](#)

3. Reid WD, Brown JA, Konnyu KJ, Rurak JM, Sakakibara BM.  
J Spinal Cord Med. 2010;33(4):353-70. Review.  
PMID: 21061895 [PubMed - indexed for MEDLINE] **Free PMC Article**  
[Related citations](#)

[Posterolateral surface electrical stimulation of abdominal expiratory muscles to enhance cough in spinal cord injury.](#)

4. Butler JE, Lim J, Gorman RB, Boswell-Ruys C, Saboisky JP, Lee BB, Gandevia SC.  
Neurorehabil Neural Repair. 2011 Feb;25(2):158-67. doi: 10.1177/1545968310378509. Epub 2010 Oct 15.  
PMID: 20952633 [PubMed - indexed for MEDLINE]

**New feature**  
Try the new Display Settings  
[Sort by Relevance](#)

**Find related content**  
Database:  [Select](#)  
[Find items](#)

**Search detail**  
((functional electric stimulation OR electrostimulation OR electrical stimulation) AND (cough OR mucociliary clearance))  
[Search](#)

**Recent Activity**  
 Perspective  
 (functional electric stimulation OR electrostimulation OR electrical stimulation) AND (cough OR mucociliary clearance)

Base de dados: *SCIENCEDIRECT*

Descritores: functional electric stimulation **OR** electrostimulation **OR** electrical stimulation **AND** cough **OR** mucociliary clearance **AND** quadriplegia **OR** spinal cord injury **OR** tetraplegia **OR** tetraplegic: **18 documentos e/ou artigos encontrados**

**Resultado parcial:**4 artigos

## REGISTRO

ScienceDirect Journals Books Shopping cart Remote access Felipe Soares Macedo

Search all fields Author name Journal or book title Volume Issue Page Advanced search

18 articles found for: functional electric stimulation or electrostimulation or electrical stimulation and cough or mucociliary clearance and quadriplegia or spinal cord injury or tetraplegia or tetraplegic

Search within results

Refine results

Publication

- Journal (18)

Journal/Book Title

- Archives of Physical Medicine and Rehabilitation... (4)
- Annals of the ICRP (2)
- Resuscitation (2)
- Current Problems in Pediatrics (1)
- Current Problems in Surgery (1)

view more

Topic

1 Lower Thoracic Spinal Cord Stimulation to Restore Cough in Patients With Spinal Cord Injury: Results of a National Institutes of Health–Sponsored Clinical Trial. Part I: Methodology and Effectiveness of Expiratory Muscle Activation Original Research Article  
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 90, Issue 5, May 2009, Pages 717-725  
Anthony F. DiMarco, Krzysztof E. Kowalski, Robert T. Geertman, Dana R. Hromyak  
Show preview Purchase PDF - \$35.95 Recommended articles Related reference work articles

2 Lower Thoracic Spinal Cord Stimulation to Restore Cough in Patients With Spinal Cord Injury: Results of a National Institutes of Health–Sponsored Clinical Trial. Part II: Clinical Outcomes Original Research Article  
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 90, Issue 5, May 2009, Pages 726-732  
Anthony F. DiMarco, Krzysztof E. Kowalski, Robert T. Geertman, Dana R. Hromyak, Fredrick S. Frost, Graham H. Creasey, Gregory A. Nemanitis  
Show preview Purchase PDF - \$35.95 Recommended articles Related reference work articles

3 Functional magnetic stimulation facilitates gastric emptying Original Research Article  
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 83, Issue 6, June 2002, Pages 806-810  
Vernon W.-H. Lin, Kathie H. Kim, Ian Hsiao, William Brown  
Show preview Purchase PDF - \$35.95 Recommended articles Related reference work articles

4 Functional magnetic stimulation: A new modality for enhancing systemic fibrinolysis Original Research Article  
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 80, Issue 5, May 1999, Pages 545-550  
Vernon W.-H. Lin, Joseph B. Bostock, Heather L. Daniels, Todd J. Linder, J. Peter Bostock  
Show preview Purchase PDF - \$35.95 Recommended articles Related reference work articles

Base de dados: *PEDro*

Descritores:

cough **AND** electrostimulation: **1 artigo encontrado**

cough **AND** stimulation electrical: **12 artigos encontrados**

quadriplegia **AND** functional electric stimulation: **1 artigo encontrado**

quadriplegia **AND** electrical stimulation: **3 artigos encontrados**

spinal cord injury **AND** electrical stimulation: **42 artigos encontrados**

tetraplegia **AND** electrical stimulation: **8 artigos encontrados**



tetraplegic AND electricalstimulation: 7 artigos encontrados

Resultado parcial: 74 artigos

## REGISTRO



PHYSIOTHERAPY EVIDENCE DATABASE

Change font size: A- A A+

[Home](#) [Display Selected Records](#) [New Search \(Advanced\)](#) [New Search \(Simple\)](#) [Continue Searching \(Simple\)](#) [Search Help](#)

### Search Results

Click on a title to view details of that record. If your search has returned many records you may need to click on *Next* (at the top or bottom of the list of records). To display a list of records from one or a series of searches, click on *Select* and then *Display Selected Records* (at the top of the page).

Record 1 - 7 of 7

Title	Method	Score (/10)	Select Record
<a href="#">In-home tele-rehabilitation improves tetraplegic hand function</a>	trial	6/10	<a href="#">Select</a>
<a href="#">Effect of neuromuscular electrical stimulation on cough capacity and pulmonary function in patients with acute cervical cord injury</a>	trial	5/10	<a href="#">Select</a>
<a href="#">Electrical stimulation and biofeedback effect on recovery of tenodesis grasp: a controlled study</a>	trial	4/10	<a href="#">Select</a>
<a href="#">Effect of training on contractile and metabolic properties of wrist extensors in spinal cord-injured individuals</a>	trial	3/10	<a href="#">Select</a>
<a href="#">Effects of functional electrical stimulation training for six months on body composition and spasticity in motor complete tetraplegic spinal cord-injured individuals</a>	trial	2/10	<a href="#">Select</a>
<a href="#">Effects of respiratory muscle training and electrical stimulation of abdominal muscles on respiratory capabilities in tetraplegic patients</a>	trial	2/10	<a href="#">Select</a>
<a href="#">Forbedret handfunktion hos tetraplegikere ved elektrisk stimulering via implanterede elektroder (Improved handfunction for tetraplegic individuals through electrical stimulation using implanted electrodes) [Danish]</a>	trial	currently being rated	<a href="#">Select</a>

## ETAPA II: Eletromiografia da tosse

Base de dados: Pubmed

Descritores: electromyogram OR electromyography OR EMG AND cough OR bronchial hygiene OR mucociliary clearance OR pulmonary defensive reflex

**Resultado parcial:** 115 artigos

### REGISTRO

PubMed (electromyogram OR electromyography OR EMG) AND (cough OR bronchial hygiene OR  
RSS Save search Advanced

Display Settings:  Summary, 20 per page, Sorted by Recently Added

Send to:

Results: 101 to 115 of 115 Selected: 1

<< First < Prev Page 6 of 6 Next > Last >>

- [\[Ultrasonographic and urodynamic evaluation in stress incontinence\].](#)  
101. Sacco F, Rigon G, Carbone A, Sacchini D, Castaldo F, Conte M, Sacco R.  
Minerva Ginecol. 1993 Nov;45(11):519-25. Italian.  
PMID: 8121598 [PubMed - indexed for MEDLINE]  
[Related citations](#)
  
- [A comparison of bioelectrical and mechanical activity of the female urethra.](#)  
102. Barnick CG, Cardozo LD.  
Br J Obstet Gynaecol. 1993 Aug;100(8):754-7.  
PMID: 8399015 [PubMed - indexed for MEDLINE]  
[Related citations](#)
  
- [Cinedefecography and electromyography in the diagnosis of nonrelaxing puborectalis syndrome.](#)  
103. Jorge JM, Wexner SD, Ger GC, Salanga VD, Noguerras JJ, Jagelman DG.  
Dis Colon Rectum. 1993 Jul;36(7):668-76.  
PMID: 8348851 [PubMed - indexed for MEDLINE]  
[Related citations](#)
  
- [\[Decreased urethral pressure after coughing: the concept of urethral fatigability. Its relationship with active forces of continence\].](#)  
104. Amarenco G, Kerdraon J.  
Prog Urol. 1993 Feb;3(1):21-6. French.  
PMID: 8485590 [PubMed - indexed for MEDLINE]  
[Related citations](#)

Base de dados: Science Direct

Descritores: electromyogram OR electromyography OR EMG AND cough OR bronchial hygiene OR mucociliary clearance OR pulmonary defensive reflex

Resultado parcial: 13 artigos

## REGISTRO

13 articles found for: pub-date > 1982 and ((electromyogram OR electromyography OR EMG) AND (cough OR bronchial hygiene OR mucociliary clearance OR pulmonary defensive reflex))

[Edit this search](#) | [Save this search](#) | [Save as search alert](#) | [6](#)

Search within results

Refine results

Publication

Journal (13)

Journal/Book Title

Gastroenterology (3)

Respiratory Physiology & Neurobiology (2)

Biological Psychiatry (1)

Clinics in Perinatology (1)

Drug Discovery Today (1)

[view more](#)

Topic

aga institute (2)

cough (2)

anti body (1)

anti tussive (1)

carbachol injection (1)

[E-mail articles](#) | [Export citations](#) | [Download multiple PDFs](#) | [Open all previews](#) | Sort by: **Relevance**

- Cough motor mechanisms** Original Research Article  
*Respiratory Physiology & Neurobiology, Volume 152, Issue 3, 28 July 2006, Pages 266-281*  
Giovanni A. Fontana, Federico Lavorini  
[Show preview](#) | [PDF \(275 K\)](#) | [Recommended articles](#) | [Related reference work articles](#)
- The physiology of cough** Review Article  
*Paediatric Respiratory Reviews, Volume 7, Issue 1, March 2006, Pages 2-8*  
Anne B. Chang  
[Show preview](#) | [PDF \(226 K\)](#) | [Recommended articles](#) | [Related reference work articles](#)
- Aspects of airway defence mechanisms** Review Article  
*Pathophysiology, Volume 3, Issue 2, May 1996, Pages 81-86*  
J. Korpás, Y. Honda  
[Show preview](#) | [PDF \(560 K\)](#) | [Recommended articles](#) | [Related reference work articles](#)
- Mechanisms and clinicophysiological implications of the sniff- and gasp-like aspiration reflex** Original Research Article  
*Respiration Physiology, Volume 114, Issue 1, October 1998, Pages 83-98*  
Z Tomori, R Beňačka, V Donič  
[Show preview](#) | [PDF \(180 K\)](#) | [Recommended articles](#) | [Related reference work articles](#)
- Carbachol injection into the pontine reticular formation depresses laryngeal muscle activities and airway reflexes in decerebrate cats** Original Research Article  
*Neuroscience Research, Volume 67, Issue 1, May 2010, Pages 40-50*  
Masaaki Adachi, Satoshi Nonaka, Akihiro Katada, Takuya Arakawa, Ryo Ota, Hirofumi Harada, Kaoru Takakusaki, Yasuaki Harabuchi  
[Show preview](#) | [PDF \(933 K\)](#) | [Recommended articles](#) | [Related reference work articles](#)

Base de dados: PEDro

Descritores: electromyogram OR electromyography OR EMG AND cough OR bronchial hygiene OR mucociliary clearance OR pulmonary defensive reflex

Resultado parcial: 01 artigo

## REGISTRO

## Search Results

Click on a title to view details of that record. If your search has returned many records you may need to click on *Next* (at the top or bottom of the list of records). To display a list of records from one or a series of searches, click on *Select* and then *Display Selected Records* (at the top of the page).

Record 1 - 1 of 1

Title	Method	Score (/10)	Select Record
<a href="#">Can hypopressive exercises provide additional benefits to pelvic floor muscle training in women with pelvic organ prolapse?</a>	trial	6/10	<a href="#">Select</a>

Record 1 - 1 of 1

datos: SCIELO

Descritores: EMG AND tos

Resultado parcial: 01 artículo

## REGISTRO

### Colección de la biblioteca

[su selección](#)
[enviar resultado](#)
[nueva búsqueda](#)
[config](#)
[fin de la página](#)

Base de datos : **article**

Búsqueda : **EMG [Todos los índices] and tos [Todos los índices]**


Referencias encontradas : **1** [[refinar](#)]

Mostrando: **1 .. 1** en el formato [ISO 690]

**página 1 de 1**

1 / 1

*selecciona*

 *para imprimir*

Almeida, Diogo Fraxino de, Meyer, Richard D. and Oh, Shin J.  
**True neurogenic thoracic outlet syndrome in a competitive swimmer: a case report of this rare association.** *Arq. Neuro-Psiquiatr.*, Dec 2007, vol.65, no.4b, p.1245-1248. ISSN 0004-282X

[resumen en inglés](#) | [portugués](#)
 • [texto en inglés](#)

**página 1 de 1**

[su selección](#)




[inicio de la página](#)

### Refinar la búsqueda

Base de datos : **article**

**Formulario básico**

Buscar por : [Formulario libre](#)

	Buscar	en el campo	
1	<input type="text" value="EMG"/>	Todos los índices	 índice
2	<input type="text" value="and"/> <input type="text" value="tos"/>	Todos los índices	 índice
3	<input type="text" value="and"/> <input type="text"/>	Todos los índices	 índice

[config](#)

[limpiar](#)

[búsqueda](#)



## Functional electrical stimulation of cough synchronized with the electromyogram of the muscle pectorals major in patients with tetraplegia: a new perspective

### Estimulação elétrica funcional da tosse sincronizada com o eletromiograma do músculo peitoral maior em pacientes com tetraplegia: uma nova perspectiva

F. S. Macedo<sup>1</sup>, A. F. da Rocha<sup>1</sup>, C. C. Santos<sup>2</sup>, S. R. M. Mateus<sup>2</sup>

<sup>1</sup>PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA, LABORATÓRIO DE ENGENHARIA E INOVAÇÃO - FACULDADE GAMA / UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, Brasília, Brasil Email: felipemacedo@aluno.unb.br/ macedosfelipe@gmail.com

adson@unb.br

<sup>2</sup>FACULDADE DE CEILÂNDIA, COLEGIADO DE FISIOTERAPIA / UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, Brasília, Brasil Email: [sergiomateus@unb.br](mailto:sergiomateus@unb.br)  
[clarissacardoso@yahoo.com.br](mailto:clarissacardoso@yahoo.com.br)

**Abstract** - Tetraplegics have interruption of expiratory muscle activity, and effects the ability to cough which causes severe dysfunction of the respiratory system. These changes are the leading cause of death in the spinal cord, so some therapeutic resources are applied in an attempt to prevent the development of respiratory complications; among them stands out the functional electrical stimulation (FES), which is a technique that requires efficient synchronization and dependence on a therapist. The objective of this study is to propose the development of an electrical system to elicit cough that is controlled by the patient himself. There will be this research is an experimental study nonrandomized with 10 volunteers with quadriplegic injuries below C5, as with electrical activity in the clavicular portion of pectorals major. With the assistance of the peak flow will be assessed the effectiveness of the proposed equipment. It is expected that the electrical firing by self eliminate asynchrony between the stimulus.

**Keywords** — Functional electric stimulation, cough, mucociliary clearance, spinal cord injury, electromyography.

**Resumo** — Pacientes tetraplégicos apresentam tosse ineficaz devido a paralisia dos músculos expiratórios e consequentemente, grave disfunção do sistema respiratório. A complicação respiratória é a principal causa de morte na fase aguda desses pacientes. Recursos terapêuticos são aplicados na prevenção dessas complicações, entre esses a estimulação elétrica funcional (FES) nos músculos abdominais. O objetivo deste estudo é propor o desenvolvimento de um sistema eletroestimulação funcional da tosse, sincronizado com eletromiograma do peitoral maior. Sendo assim, esta pesquisa se trata de um estudo experimental não randomizado com 10 voluntários tetraplégicos, com nível lesão abaixo do quinto segmento cervical (C5) e a atividade elétrica presente na porção clavicular do peitoral maior. O desfecho primário será a constatação do aumento do pico de fluxo da tosse através da estimulação elétrica funcional sincrônica automatizada.

**Palavras Chaves** — Estimulação elétrica funcional, tosse, higiene brônquica, lesão medular espinhal, eletromiografia.

A lesão medular consiste em uma complexa alteração clínica que acomete a medula espinhal comprometendo parcial ou totalmente a comunicação com órgãos efetores das funções [1]. O trauma mecânico é o principal gerador desta condição. Neste sentido, prevalecem lesões geradoras de tetraplegia completa [2]. A crescente incidência destes traumas desafia constantemente a ciência na busca de recursos terapêuticos que minimizem os danos decorrentes das sequelas instaladas após o trauma. Nos Estados Unidos são 11.000 novos casos a cada ano, mas em 2010 esta estatística foi superada [2].

Em tetraplégicos as complicações pulmonares correspondem à principal causa de óbito nos primeiros 6 meses após a lesão [3]. Isso em decorrência da alteração na mecânica respiratória, como o aumento do tônus brônquico por mediação parassimpática [4], fraqueza e/ou paralisia da musculatura respiratória, culminando em uma restrição pulmonar não parenquimatosa. Este cenário clínico favorece uma tosse ineficiente, prejudicando a limpeza brônquica e favorecendo a retenção de secreções, sendo fatores de riscos para o surgimento de pneumonias, atelectasia, insuficiência respiratória e óbito [3].

Existe uma íntima relação entre as sequelas da lesão medular com o nível motor e a extensão da lesão, e isso reflete na função dos músculos expiratórios [5],[6]. Os pacientes com lesão medular abaixo do quinto nível motor possuem maior atividade elétrica muscular na porção clavicular do peitoral durante a expiração, porém pouco funcional, de forma que a tosse permanece ineficaz [7],[8].

Sendo assim, tetraplégicos acometidos por sequelas respiratórias necessitam de recursos terapêuticos para melhorar a eficiência da tosse, manter as vias pérvias e promover higiene brônquica. Dentre essas, as técnicas manuais de fisioterapia respiratórias e a assistência mecânica da tosse têm como finalidade a higiene brônquica e a prevenção de complicações respiratórias [8].

A tosse assistida por Eletroestimulação Funcional (FES) eleva o pico de fluxo de tosse quando comparados



com a tosse voluntária [9],[10]. Porém, para viabilizar este recurso de eletroestimulação, é indispensável a sincronia com a ativação dos músculos abdominais na fase explosiva da tosse. Nesse contexto, o presente projeto objetiva desenvolver um sistema sincronizado de eletroestimulação da tosse a partir da captação do sinal eletromiográfico da contração da porção clavicular do músculo peitoral maior [11].

## II. ESTADO DA ARTE

Desde as epidemias de poliomielite, que esforços terapêuticos são empregados para melhorar a função dos músculos expiratórios nos indivíduos com tosse ineficaz, com objetivo de proteger as vias aéreas e, conseqüentemente, prevenir das infecções respiratórias, atelectasia, insuficiência respiratória e óbito.

A assistência ao paciente com lesão medular cervical é um desafio antigo para evitar as complicações respiratórias através de medidas de higiene brônquica, objetivando favorecer a prevenção de doenças respiratórias graves e conseqüentemente a redução da morbimortalidade. Sendo assim, foram sugeridas três alternativas terapêuticas: a assistência mecânica, a assistência manual e a elétrica.

No que tange à assistência mecânica da tosse, pode ser representada pela máquina de tosse ou *cough machine*, que promove nas vias aéreas uma pressão positiva seguida de rápida mudança para pressão negativa. Esta alternância de pressões é semelhante ao que acontece na tosse normal, razão pela qual é possível expelir secreções dos pulmões. É uma alternativa não invasiva, segura e de fácil operação para usuários, profissionais e cuidadores, porém o paciente sempre irá depender de alguém para a realização da técnica [12].

Existe um vasto arsenal fisioterapêutico, tanto no que se refere a dispositivos e equipamentos, como protocolos e condutas direcionados a higiene brônquica, prevenção e tratamento das complicações respiratórias oriundas do acúmulo de secreção, contudo há déficit na literatura especializada com evidências deles [13].

No entanto, no que se refere a condutas direcionadas a tosse ineficaz, estudos apontam implicações relevantes no treino muscular respiratório, na respiração assistida e na estimulação elétrica funcional ou *functional electrical stimulation* (FES) [13], sendo esta aplicada de forma invasiva, não invasiva e automática.

**Modalidade invasiva:** esta forma de eletroestimulação necessita na maioria das vezes de incisão cirúrgica para implantação dos eletrodos, que por sua vez são colocados na medular, no nervo frênico ou mesmo no diafragma. A estimulação elétrica em diferentes níveis da medula espinhal pode ser capaz de ativar a musculatura abdominal, sugerindo uma melhor tosse. Assim como estimulando, simultaneamente, o diafragma combinado intercostal e abdominal pode aumentar o volume inspirado e expirado [14].

Diante disso, demonstra-se que a FES contribui amplamente com o processo de reabilitação do paciente acometido por tetraplegia, com aplicabilidade na forma superficial no músculo esquelético até mesmo de forma

invasiva na estimulação diafragmática e espinal [15].

**Modalidade não invasiva:** neste tipo de estimulação tem-se investigado a aplicação transcutânea da musculatura abdominal com o objetivo de melhorar o pico de fluxo da tosse. A modalidade tem apresentado tentativas promissoras.

Estudos evidenciam resultados favoráveis e perspectivas promissoras do uso da FES em pacientes com lesão medular cervical, quando aplicada por um período de quatro semanas em musculatura expiratória, como a porção clavicular do peitoral maior e abdominal. Sendo observado o aumento do pico do fluxo expiratório (PFE), do volume expiratório forçado no 1º segundo (VEF1), a redução das complicações respiratórias, o aumento da capacidade vital forçada e das pressões expiratória e inspiratória máximas [9]. Outros experimentos demonstram que o treinamento com a FES, além de melhorar parâmetros pulmonares funcionais, pode facilitar no processo de decanulação dos pacientes traqueostomizados [16].

Por outro lado, tentativas de potencializar os efeitos da eletroestimulação com uso de cintas abdominais não produziram efeitos significantes nas variáveis pulmonares funcionais como pico de fluxo de tosse (PFT). Quando se trata do acionamento da estimulação elétrica dos músculos abdominais para produzir a tosse, quando deflagrada pelo paciente apresenta desempenho superior comparada com o disparo do terapeuta ou cuidador [17],[18],[19].

**Modalidade automática:** a estratégia de automatizar de forma eficaz a estimulação da tosse ainda é um desafio para pesquisadores e pacientes tetraplégicos. Tentativas de estimular eletricamente os músculos abdominais para atender a demanda respiratória sugerem impactos positivos no aumento do fluxo expiratório [20].

No entanto, ao automatizar esta conduta, o principal ponto a ser analisado é o sincronismo. Ao sincronizar a eletroestimulação funcional com a respiração voluntária verificou-se o aumento da expiração voluntária e da tosse, o que se apresentou como uma alternativa promissora de tratamento. Assim, utilizar dados biológicos como o eletromiograma de músculos ativados durante a tosse, pode ser uma alternativa viável para atrelar automatização e o sincronismo, permitindo, além de uma estimulação produtora de uma tosse eficaz, segurança e independência ao indivíduo tetraplégico com tosse ineficaz [21],[22].

## III. MATERIAS E MÉTODOS

### A. Caracterização da Pesquisa, Local, Universo e Amostra

Esta pesquisa consiste em um estudo do tipo experimental não randomizado, em princípio, sendo escolhida uma amostra por conveniência de 10 indivíduos com lesão medular traumática com nível de lesão abaixo do 5º nível motor. Esses pacientes serão selecionados no Hospital de Apoio de Brasília, serviço de referência em reabilitação em portadores de lesão medular.

### B. Trajetória Metodológica

Para fins de execução, esta proposta cursa quatro etapas distintas: revisão sistemática da literatura,



eletromiograma dos músculos peitoral maior e abdominais, eletroestimulação sincronizado com o *biofeedback* do músculo peitoral maior e a concepção do equipamento.

### C. Revisão Sistemática

Esta etapa tem como objetivo conhecer os parâmetros eletromiográficos dos músculos peitoral maior em pacientes com lesão medular alta e quais os parâmetros relacionados à eletroestimulação funcional da tosse em pacientes tetraplégico. Assim, foi realizada uma busca em diferentes bases de dados (Cochrane, PubMed MEDLINE e PEDro) através das palavras-chaves: Estimulação elétrica, tosse, eletromiografia, quadriplegia, lesão medular espinal, higiene brônquica, músculo peitoral maior, músculo reto abdominal, músculo esternocleidomastoideo, músculo externo oblíquo do abdômen. Este procedimento foi realizado nos idiomas português, inglês e espanhol, de maneira independente por dois pesquisadores, que através dos critérios de elegibilidade farão a seleção dos artigos.

### D. Eletromiograma do músculo peitoral maior

Após seleção da amostra que deve atender aos requisitos dos critérios de inclusão e exclusão, será realizada a coleta da atividade eletromiográfica do músculo peitoral maior, com ênfase na expiração. Sendo identificado um parâmetro para tais medidas, este conhecimento será utilizado para classificar a amostra e se possível ajustar o controle automático com bases nessa informação.

### E. Eletroestimulação sincronizado com o *biofeedback* do peitoral maior

Precedendo o desenvolvimento do eletroestimulador por autodisparo, será realizada a eletroestimulação dos músculos abdominais sincronizada com o *biofeedback* eletromiográfico do peitoral maior, na tentativa de promover o aumento do pico de fluxo de tosse sincronizado com a fase de explosão da tosse.

### F. Concepção do equipamento

Esta etapa consiste na construção de uma interface entre um sistema de eletromiografia e o eletroestimulador, que captura um sinal eletromiográfico na porção clavicular do peitoral maior, e, após processamento do sinal, gera um sinal de controle que deflagra eletroestimulação na musculatura abdominal. O aparato deve estar em conformidade com as recomendações preconizadas pelas seguintes normas: NBR IEC 601-1 [23]; NBR IEC 60601-1-1 [24]; NBR IEC 601-1-2 [25]; NBR IEC 60601-1-4 [26]; NBR IEC 60601-2-40 [27].

### G. Critérios de Elegibilidade e de Inclusão

São incluídos indivíduos portadores de tetraplegia por lesão medular traumática com nível motor abaixo de

C5, de acordo com a classificação da *American Spinal Injury Association* (ASIA), com presença de atividade elétrica na porção clavicular do peitoral maior presente e que expresse voluntariamente o desejo de participar da pesquisa. Será explicado detalhadamente o protocolo da pesquisa aos voluntários favoráveis ao estudo, sendo solicitada assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido dele e/ou do responsável.

### H. Critérios de Exclusão

Pacientes com história prévia de doença neurológica, alteração cognitiva, pneumopatia em atividade, dependentes de assistência ventilatória mecânica e processo infeccioso com alteração clínica e/ou laboratorial não fazem parte da amostra. Também são excluídos lesados medulares que se neguem a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

### I. Instrumentos e Procedimentos de Coleta e Análise dos dados.

Na anamnese é realizada a identificação do paciente, o histórico de morbidades progressas, a causa e o período da lesão. Enquanto no exame físico se observa o estado geral dos voluntários e a classificação da lesão medular com base na ASIA. Serão realizados testes de função pulmonar, dentre esses, espirometria, pressões respiratórias máximas e pico de fluxo da tosse. Inserido na anamnese, os pacientes selecionados devem responder a perguntas diretas, cujo objetivo é conhecer os aspectos sociodemográficos da amostra.

Todos os participantes devem se submeter a teste de função pulmonar para caracterização da gravidade do distúrbio ventilatório restritivo. Com as medidas de pressão inspiratória e expiratória máximas e a pressão inspiratória máxima ao fungar (*snip*) e o pico de fluxo da tosse para avaliação funcional da tosse. Os processos de medida de pressão respiratória máxima e do pico de fluxo da tosse serão repetidos durante o experimento do sistema de eletroestimulação dos voluntários em estudo.

A eletroestimulação esta sendo aplicada no paciente posicionado confortavelmente em decúbito dorsal, onde oito eletrodos distribuídos na porção superior, média e inferior do músculo reto abdominal, dispostos quatro à direita e quatro à esquerda. Os ajustes da frequência, da corrente e dos pulsos devem ser modulados para produzir contração máxima do músculo reto abdominal, mas com mínimo desconforto, sendo sugeridos 50 Hz, 30 a 100 mA e 100 a 400  $\mu$ s [22],[23]. Em caso de qualquer desconforto o procedimento será interrompido imediatamente.

O eletromiógrafo de superfície avalia a atividade elétrica muscular da porção clavicular do peitoral maior de ambos os lados, sendo escolhido o músculo com melhor sinal, tendo em vista que este será o sinal utilizado para deflagrar estimulação elétrica funcional. Da mesma forma, recomenda-se o *delay* do circuito inferior a 0,25 segundos [28]. Para fins de análise estatística dos dados será utilizado o *test t* pareado ou o teste de *Wilcoxon* pareado, dependendo da distribuição da amostra será utilizado testes paramétricos ou não-paramétricos.

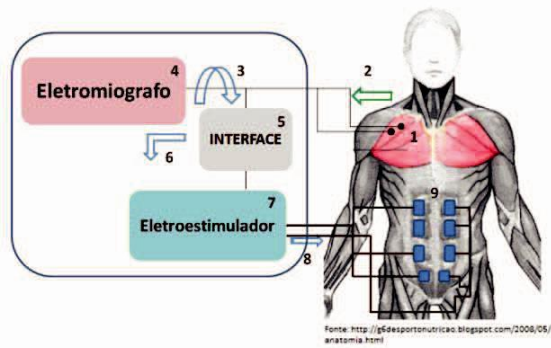


Fig. 1. Eletroestimulação por auto disparo

#### J. Considerações Éticas e Período da Pesquisa

O protocolo experimental da pesquisa será iniciado após parecer final do Comitê de Ética em pesquisa da Faculdade de Ciência da Saúde da Universidade de Brasília. Os voluntários selecionados por meio dos critérios de elegibilidade e favoráveis à pesquisa devem assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, em duas vias, ficando uma de posse do participante e outra com o pesquisador, seguindo as recomendações da resolução 196/96 versão 2012 [28]. Os pesquisadores envolvidos no presente estudo assinaram o Termo de Compromisso dos Pesquisadores.

#### IV. CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS

A elevada frequência de morbimortalidade associada a incapacidades e sequelas em pacientes com lesão medular, constitui um panorama desafiador e propício ao desenvolvimento de recursos terapêuticos que atrelado ao suporte tecnológico sejam capazes de beneficiar esses indivíduos.

Tal acometimento necessita de uma complexa assistência terapêutica com equipe transdisciplinar, onde os recursos são direcionados ao tratamento de complicações e sequelas decorrentes do trauma medular. Todavia, as complicações no sistema respiratório que constam como as principais causadoras de internações, reinternação e óbitos são decorrentes principalmente da alteração da mecânica respiratória, prejudicando a capacidade de tossir e, conseqüentemente, a higiene brônquica.

Nesse sentido, a busca por tratamentos cada vez mais eficazes torna-se um desafio no cuidado desses indivíduos, que, apesar de dispor de recursos terapêuticos que atenuam e tratam as disfunções pulmonares, ainda necessitam de aprimoramentos e evidências científicas. Embora a eletroestimulação apresente resultados mais satisfatórios no estímulo da tosse quando comparada com outras técnicas, necessita-se de aperfeiçoamento, principalmente no que se refere ao sincronismo entre a fase de explosão da tosse e o *trigger* da eletroestimulação.

Portanto, espera-se minimizar essa demanda ao utilizar o sinal da atividade elétrica muscular da porção clavicular do peitoral maior – por se tratar de uma região

eletricamente ativa durante a tosse em tetraplégicos – para acionar eletroestimulação elétrica funcional. Dessa forma, almeja-se produzir resultados favoráveis com base no aumento do pico do fluxo da tosse e da pressão expiratória máxima com a implantação do sincronismo entre o binômio estimulador/paciente, permitindo maior independência funcional ao indivíduo portador de lesão medular, constituindo uma inovação na eletroestimulação da tosse.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão de bolsa de mestrado e ao Conselho nacional de Pesquisa (CNPq), pela concessão de bolsa de produtividade em pesquisa.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Waters, R. L.; Adkins, R. H., Yakura J. S. Definition of Complete Spinal Cord Injury Paraplegia, v. 29, p. 573–581, 1991.
- [2] National Spinal Cord Injury Statistical Center. Annual Report for the Spinal Cord Injury Model Systems 2010. University of Alabama at Birmingham, mar. 2011. Disponível em: <https://www.nscisc.uab.edu/PublicDocuments/reports/pdf/2010%20NSCISC%20Annual%20Statistical%20Report%20-20Complete%20Public%20Version.pdf> Acesso em: 15 jan. 2012.
- [3] Aito, S. "Complications during the acute phase of traumatic spinal cord lesions". *Spinal Cord*, v. 41, p. 629–635, 2003.
- [4] Mateus, S. R. M.; Beraldo, P. S. S.; Horan, T. "Cholinergic bronchomotor tone and airway calibre in tetraplegic patient". *Spinal Cord*, v. 44, p. 269–274, 2006.
- [5] Mateus, S. R. M.; Beraldo, P. S. S.; Horan T. "Maximal static mouth respiratory pressure in spinal cord injured patients: correlation with motor level". *Spinal Cord*, v. 45, p. 569–575, 2007.
- [6] Estenne, M.; Pinet, C.; De Troyer, A. "Abdominal Muscle Strength in Patients with Tetraplegia". *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v. 161, p. 707–712, 2000.
- [7] De Troyer, A.; Estenne, M.; Heilporn, A. "Mechanism of active expiration in tetraplegic subjects". *The New England Journal of Medicine*, v. 20, p. 740-744, 1986.
- [8] De Troyer, A.; Estenne, M. "The Expiratory Muscles in Tetraplegia". *Paraplegia*, v. 29, p. 359-363, 1991.
- [9] Cheng, P.T.; Chen, C. L.; Wang, C. M.; Chung, C. Y. "Effect of neuromuscular electrical stimulation on cough capacity and pulmonary function in patients with acute cervical cord injury". *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 38, n.1, p. 32-6, 2006.
- [10] Bell, S.; Shaw-Dunn, J.; Gollee H.; Allan D. B.; Fraser M. H.; Mclean A. N. "Improving respiration in patients with tetraplegia by functional electrical stimulation: an anatomical perspective". *Clínical Anat.* Aug, v. 20, n. 6, p. 689-93, 2007.
- [11] Bell S, Hunt KJ, Gollee H, Allan DB, Fraser MH, Mclean AN. "A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia". *Medical Engineering & Physics*. v. 29, n.0, p 1180-12006.
- [12] Finder J. Overview of airway clearance technologies. Julho de 2006. Disponível em: [http://www.rtmagazine.com/issues/articles/2006-07\\_06.asp](http://www.rtmagazine.com/issues/articles/2006-07_06.asp). Acesso em 12 Dezembro 2012.
- [13] Reid, W. D. et al. "Physiotherapy Secretion Removal Techniques in People with Spinal Cord Injury: A Systematic Review". *The Journal of Spinal Cord Medicine*, v. 33, n. 4, p. 353 -370, 2010.
- [14] Walter, J. S. et al. "Stimulating Multiple Respiratory Muscles With Intramuscular Permaloc Electrodes". *The Journal of Spinal Cord Medicine*, v. 33, n. 2, p. 135–143, 2010.
- [15] DiMarco AF, Romaniuk JR, Kowalski KE, Supinski G "Pattern of expiratory muscle activation during lower thoracic spinal cord stimulation". *J Appl Physiol* v. 86, n. 6, p. 1881-9, 1999.
- [16] Lee, B. B. et al. "Surface Functional Electrical Stimulation of the Abdominal Muscles to Enhance Cough and Assist Tracheostomy



- Decannulation After High-Level Spinal Cord Injury”. The Journal of Spinal Cord Medicine” Volume 31 Number 1 2008
- [17] Lim J., R. B. Gorman, J. P. Saboisky, S. C. Gandevia, and J. E. Butler, “Optimal electrode placement for noninvasive electrical stimulation of human abdominal muscles”. *J Appl Physiol*, vol. 102, no. 4, pp. 1612– 1617, Apr 2007.
- [18] Cheng, P. T.; CHEN, C.L.; WANG, C. M.; CHUNG, C. Y. “Effect of neuromuscular electrical stimulation on cough capacity and pulmonary function in patients with acute cervical cord injury”. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 38, n.1, p. 32-36, 2006.
- [19] Blutter, J. E. et al. “Posterolateral Surface Electrical Stimulation of Abdominal Expiratory Muscles to Enhance Cough in Spinal Cord Injury”. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 10, n. 2, 2010.
- [20] Gollee, H.; Hunt, K. J.; Allan, D. B.; Fraser, M. H.; Mclean, A. N. “Abdominal stimulation for respiratory support in tetraplegia: a tutorial review. *Journal Of Automatic Control, University of Belgrade*, v. 18, n. 2, p. 85-92, 2008.
- [21] Gollee, H.; Hunt, K. J.; Allan, D. B.; Fraser, M. H.; Mclean, A. N. A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. *Medical Engineering Physics*, v. 29, n. 7, p. 799–807, 2007.
- [22] Spivak, E.; Keren, O.; Niv, D.; Levental, J.; Steinberg, F.; Barak, D.; Chen, B.; Zupan, A.; Catz, A. Electromyographic signal-activated functional electrical stimulation of abdominal muscles: the effect on pulmonary function in patients with tetraplegia” *Spinal Cord*, v. 45, n. 7, p. 491–495, 2007.
- [23] Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBR IEC 60601-1-1: Equipamento eletromédico - Parte 1 – Prescrições gerais para segurança. Rio de Janeiro, 1997.
- [24] Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBR IEC 601-1: Equipamento eletromédico Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança – Norma Colateral: Prescrições de segurança para sistemas eletromédicos. Rio de Janeiro, 2004.
- [25] Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBR IEC NBR IEC 60601-2-40 : Equipamento eletromédico Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletromiógrafos e equipamento de potencial evocado. Rio de Janeiro, 1998.
- [26] Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBR IEC 601-1 2: Equipamento eletromédico Parte 1: Prescrições gerais para segurança; 2. Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética - Prescrições e ensaios. Rio de Janeiro, 1997.
- [27] Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBR IEC 60601-1-4: Equipamento eletromédico Parte 1-4: Prescrições gerais para segurança – Norma colateral: Sistemas eletromédicos programáveis. Rio de Janeiro, 2004.
- [28] BRASIL. Ministério da Saúde, Conselho Nacional de Saúde. Resolução nº 196/96 versão 2012 Aprovar as seguintes diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos, Brasília, DF, 2012. Disponível como: [http://conselho.saude.gov.br/web\\_comissoes/conep/aquivos/resolucoes/23\\_out\\_versao\\_final\\_196\\_ENCEP2012.pdf](http://conselho.saude.gov.br/web_comissoes/conep/aquivos/resolucoes/23_out_versao_final_196_ENCEP2012.pdf). Acesso em 17 Jan. 2013

# Description of the Electromyographic Variables During Voluntary Cough in Humans – A Systematic Review

## Descrição de Variáveis Eletromiográficas Durante a Tosse Voluntária em Humanos – Uma Revisão Sistemática

F. S. Macedo<sup>1</sup>, C. C. S. C. Paz<sup>2</sup>, S. R. M. Mateus<sup>2</sup>

1 Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Universidade de Brasília – FGA/UnB, Brasília, Brasil  
2 Departamento de Fisioterapia da Universidade de Brasília – FCE/UnB, Brasília, Brasil

**Abstract** — The objective of this article is to present the electromyographic surface or invasive variables used to analyze cough in individuals with and without spinal cord injury (SCI). A systematic literature review was conducted to find scientific evidence in databases: PubMed, Science Direct, SciELO and PEDro. Scientific papers conducted in individuals with and without spinal cord injury to assess the electromyographic signal (EMG) during voluntary cough, the last 30 years in English, Portuguese and Spanish were included. Five articles were chosen for analysis and summarization of data. In individuals without spinal cord injury (SCI), the EMG signal is active in the expiratory muscles and accessories, while in individuals with SCI the mechanism of voluntary cough this restricted the clavicular portion of the pectoralis major muscle. The heterogeneity of EMG variables and the small number of included articles were the main biases found in this study.

**Keywords** — Cough, EMG, spinal cord injury, systematic review

**Resumo** — O objetivo deste artigo é apresentar as variáveis eletromiográficas de superfície e/ou invasivas usadas para analisar tosse em indivíduos com e sem lesão medular (LM). Foi realizada uma revisão sistemática da literatura para encontrar evidências científicas nas seguintes bases de dados: PubMed, Science Direct, SciELO e PEDro. Foram incluídos artigos científicos realizados em indivíduos com e sem lesão medular espinhal para avaliar o sinal eletromiográfico (EMG) durante a tosse voluntária, publicados nos últimos 30 anos, nos idiomas Inglês, Português e Espanhol. Cinco artigos foram eleitos para análise e sumarização de dados. Em indivíduos sem lesão medular (LM), o sinal EMG é ativo nos músculos expiratórios e acessórios, enquanto em indivíduos com LM o mecanismo de tosse voluntária está restrito a porção clavicular do músculo peitoral maior. A heterogeneidade das variáveis de EMG e o restrito número de artigos incluídos foram os principais vieses encontrados nesta pesquisa.

**Palavras-chave** — Tosse, EMG, lesão medular espinhal, revisão sistemática

### I. INTRODUÇÃO

A tosse voluntária consiste no principal mecanismo fisiológico de higiene brônquica, que ocorre pela ativação coordenada de músculos inspiratórios e expiratórios [1]. O

comprometimento destes músculos, como ocorre na lesão medular espinhal, podem reduzir o pico de fluxo de tosse (PFT) devido à paralisia parcial ou total [2]. Entretanto, mesmo após este tipo de lesão e sem contração funcional dos músculos motores primários da tosse, esse mecanismo permanece eletricamente ativo. Existe evidência de sinal eletromiográfico (EMG) na porção clavicular do peitoral maior durante a tosse em indivíduos com lesão medular traumática abaixo do quinto nível motor cervical (C5) [3]. Tal sinal pode ser utilizado como recurso de sincronia para favorecer a tosse assistida [4]. Identificar protocolos de EMG na tosse voluntária em indivíduos pode viabilizar um sistema de sincronismo do binômio eletroestimulação e tosse funcional. O objetivo desta revisão sistemática da literatura (RSL) consiste em descrever as variáveis de EMG de superfície e/ou invasiva na tosse voluntária em indivíduos com e sem lesão medular.

### II. METODOLOGIA

#### A. A Pesquisa

Foi realizada uma RSL [5], baseada na declaração PRISMA [6] (Figura 1) e, conforme o objetivo proposto, a investigação partiu da seguinte pergunta: “Quais as variáveis eletromiográficas de superfície ou invasiva podem ser usadas para identificar a tosse voluntária em indivíduos com e sem lesão medular?”.

#### B. Descritores e busca

A pesquisa contemplou artigos escritos em espanhol, inglês e português, encontrados por meio da combinação dos seguintes descritores: eletromiografia OR eletromiograma OR EMG AND tosse OR higiene brônquica OR reflexo pulmonar defensivo. Estas palavras foram selecionadas pela lista de Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) e por serem comumente utilizadas em artigos relacionados ao tema.

Foram realizadas buscas nas seguintes bases de dados: *Pubmed*, *Physiotherapy Evidence Database (PEDro)*, *Science Direct* e *Scientific Electronic Library Online (Scielo)* e, após seleção e inclusão dos artigos, realizou-se uma busca manual de evidências científicas.

### C. Critérios de Elegibilidade e Exclusão

Foram incluídos artigos científicos com amostra composta por indivíduos com e sem lesão medular cervical; estudos publicados nos seguintes idiomas: inglês, português e espanhol; estudos que descrevessem variáveis de eletromiografia durante a tosse. Estudos de revisão bibliográfica e/ou sistemática, livros, carta ao autor e demais documentos teóricos foram excluídos. Este procedimento foi realizado através do título e *abstract*, porém na existência de dúvida o artigo era plenamente avaliado.

### D. Artigos sumarizados e excluídos

Na primeira etapa da busca foram encontrados 130 documentos, distribuídos entre as bases de dados

pesquisadas da seguinte forma: 115 artigos no PubMed, 13 no Science Direct, 01 na PEDro e 01 artigo no Scielo. Nenhuma duplicidade entre e intra bases foram encontradas. A busca manual foi realizada através das referências dos artigos pré-selecionados, sendo nesta etapa encontrados 11 artigos científicos pertinentes ao tema. Aplicados os critérios de elegibilidade, 130 artigos foram excluídos, pois não atenderam aos requisitos estabelecidos. Os demais artigos foram analisados conforme os critérios de exclusão, assim 5 outros artigos foram excluídos, 4 revisões da literatura e 1 artigo com uso de medicamentos, após esta seleção 5 artigos foram avaliados (Fig. 1).

### E. Análise qualitativa

Após determinar os artigos científicos incluídos nesta revisão, foi conduzida uma análise qualitativa de forma das variáveis eletromiográficas, esta aconteceu de forma independente e cega por dois pesquisadores. Assim, os dados foram sumarizados de acordo com a variável objetivo (Tab. I).

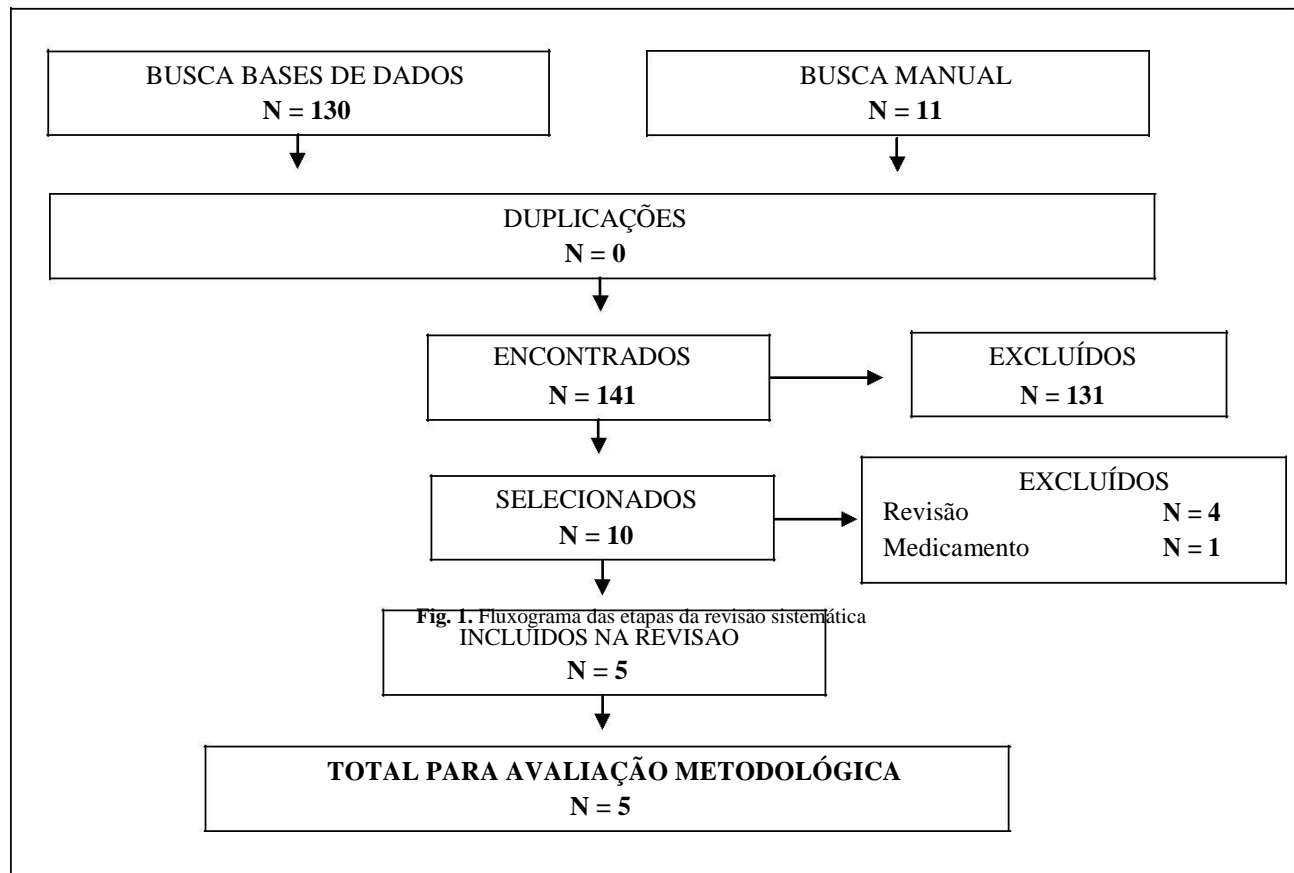


Fig. 1. Fluxograma das etapas da revisão sistemática



### III. RESULTADOS

TABELA I  
EVIDÊNCIAS DAS CARACTERÍSTICAS ELETROMIOGRÁFICAS DURANTE A TOSSE VOLUNTÁRIA

ESTUDO		EMG	DESFECHO
Autor	Amostra	Aquisição	
De Troyer <i>et al.</i> 1986	14 voluntários com lesão medular traumática (C5-C7)	EMG-S PM (porção clavicular) com eletrodo de prata, IE (1-2 cm); EMG Invasiva EOA (entre a crista ilíaca e no meio da 12ª costela); EMG Invasiva RA (2 cm lateral direita do umbigo), Banda Passante 80 – 800 Hz.	Atividade de EMG-S dos músculos PM durante a expiração voluntária em indivíduos com LM abaixo do C5. Não houve registro de EMG Invasiva nos músculos EOA e RA durante a expiração voluntária em indivíduos com LM nos níveis C5- C7.
Estenne e Gorini, J, 1992	7 voluntários com lesão medular traumática (5 em C5 – C8 e 2 em T5 – T6)	EMG Invasiva EOA (entre a 12º e CA); EMG-S D com eletrodo esofágico; EMG-S PM (porção clavicular), (1-2 cm); Banda Passante 80 – 1600 Hz.	Atividade de EMG-S do diafragma durante a fase inspiratória e atividade de EMG-S do PM durante a fase compressiva e expiratória em sujeitos com LM abaixo de C5 na fase crônica. Não foi observado Atividade de EMG Invasiva no EOA durante as fases de tosse.
Fujiwara <i>et al.</i> 1999	11 voluntários com lesão medular traumática (C4 – C8)	EMG-S PM (porção clavicular) e EMG-S GD; Diâmetro do eletrodo (9 mm); IE (20 mm); Banda Passante 5– 1000 Hz.	Atividade de EMG-S dos músculos PM e GD foi calculada pela porcentagem RMS. O RMS aumentou durante o esforço expiratório e apresentou correlação inversa ao nível neurológico da LM.
Lasserson <i>et al.</i> 2006	10 voluntários sem lesão medular traumática	EMG-S e EMG Invasiva dos músculos TP, RA, IN, DE, PM, TP, GD; Com eletrodo Ag-AgCl; Banda passante: 10-1000Hz. O EMG da tosse voluntária foi calculado por 20 tosses em cada em cinco quintis. O EMG foi retificado, filtrado, suavizado por um filtro passa baixa de 5 pontos e calculado pela área sob a curva.	Ativação dos músculos expiratórios aumentou linear com o fluxo de tosse. Os músculos expiratórios (RA e OEA) apresentaram maior duração de pulso e tempo de pré-tosse mais curto comparado aos músculos respiratórios acessórios.
Lamraoui <i>et al.</i> 2010	16 voluntários sem lesão medular traumática, com e sem fadiga	EMG-S RA com eletrodo Ag-AgCl (a 2 cm da lateral esquerda do umbigo, IE: 3 cm). Eletrodo de referência no punho direito; Conversor A/D (14 bit de resolução e taxa de amostragem 2000 Hz); Filtragem: <i>Notch</i> (50Hz), Diferenciação do ECG ( <i>Buttherwoth</i> 4º ordem) Banda passante: 10-1000Hz; Banda passante: 60-1000 Hz. A latência do sinal foi calculada por um operador não linear ( <i>Teager-Kaiser Energy</i> )	O tempo de pré-ativação da tosse foi obtido pela subtração de 20% do fluxo máximo. A magnitude do sinal de EMG calculada pela RMS mostrou correlação entre a amplitude do sinal e o aumento da pressão intra-abdominal. O menor tempo de pré-tosse obtido foi testado na posição sentada e sem fadiga.

Legenda: EMG-S: eletromiografia com eletrodo superfície bipolar; D: diafragma; PM: peitoral maior; EOA: externo oblíquo abdominal; GD: grande dorsal; RA: reto abdominal; TP: trapézio; IN: intercostal; DE: deltoide; CA: crista ilíaca; IE: distância intereletrodica; RMS: valor médio da raiz quadrada; Ag-gCl: prata-cloreto de prata; A/D: analógico digital.

### IV. DISCUSSÃO

A função muscular respiratória está relacionada com nível de segmentação da medular espinhal, portanto, a lesão medular espinhal pode alterar variáveis respiratórias, como a pressão expiratória máxima [7], o pico de fluxo de tosse [8], e ainda variáveis eletromiográficas [9]. A restrita evidência de potencial elétrico na porção clavicular do peitoral maior, durante o processo de tosse em indivíduos com lesão medular abaixo do quinto nível cervical, corrobora com essa premissa. Portanto, o registro do sinal de EMG representa o músculo inervado por fibras que imergem dos segmentos C6, C7 e C8 [11]. Há, portanto, uma relação de inversa proporcionalidade entre os músculos ativados e o nível de lesão medular.

Conforme mostrado na Tabela I, estudos do EMG durante a tosse voluntária em sujeitos sem lesão

apresentaram sinal de EMG em músculos expiratórios motores primários da tosse seguidos pela atividade de músculos acessórios.

Nos indivíduos hígidos, a tosse acontece de forma eficaz, que através do aumento da pressão intra -abdominal comprime as vias aéreas e elimina secreções ou outros corpos estranhos indesejados. Fisiologicamente, o mecanismo de tosse é segmentado em três fases distintas: inspiratória, compressiva e expiratória. Cada fase acontece simultaneamente com o trabalho de músculos específicos. Na primeira fase, a glote está aberta e os músculos expiratórios estão relaxados e alongados [10], enquanto diafragma trabalha concentricamente para expandir a caixa durante o aumento do volume inspiratório [12].

Em indivíduos com lesão medular abaixo de C5 foi registrado biopotencial do diafragma através de um eletrodo esofágico, na fase inspiratória. Porém, enquanto o diafragma



contraí, os músculos expiratórios, como o reto abdominal está paralisado. O diafragma produz aumento do movimento e diâmetro abdominal, enquanto o peitoral maior aumenta pressão negativa e diminui o diâmetro anteroposterior na caixa torácica superior, o que configura a respiração paradoxal [12].

Consequentemente, na fase seguinte, fase compressiva, a glote fecha-se ocluindo as vias aéreas. Em indivíduos sem lesão medular acontece a isometria dos músculos expiratórios [10][15], principalmente pela ação do músculo reto abdominal que está eletricamente ativo [15] gerando força e pressão intra-abdominal para determinar um pico de fluxo de tosse na fase de expulsão. Enquanto, em indivíduos com lesão medular a partir do quinto nível cervical (C5), a fase compressiva é caracterizada pelo início da atividade EMG do músculo peitoral maior [11][12], sem evidência de sinal eletromiográfico em músculos expiratórios.

Segundo McCool [10] na fase expiratória, ou de explosão da tosse há um aumento na magnitude do potencial elétrico dos músculos expiratórios na ausência de lesão medular cervical. Com a glote aberta e as altas pressões geradas anteriormente, na fase compressiva, a contração dos músculos abdominais promove pico de fluxo de tosse simultaneamente a magnitude do sinal de EMG elevados [13], como desfecho se obtém uma tosse eficaz. De outra forma, estudos realizados em indivíduos com lesão medular cervical entre C5 – C8 mostra uma fase de compressão ativada pela contração da porção clavicular do peitoral maior, que secundariamente produz uma diminuição do diâmetro anteroposterior da caixa torácica, seguida da compressão dinâmica das vias aéreas e consequentemente elevação do pico de fluxo da tosse [11][12].

No que diz respeito ao comportamento das variáveis de EMG durante a tosse, a presente revisão observou que as variáveis do sinal eletromiográfico na tosse foram adquiridas de forma invasiva [11][14] e superficial [11] simultaneamente a uma medida de fluxo de tosse, e evidenciado pelo sinal eletromiográfico bruto [11] [12] ou processado [14][15]. A normalização do sinal foi apresentada apenas em estudos com indivíduos sem lesão medular, através do esforço máximo de tosse em relação à magnitude do sinal [14]. O melhor sinal de EMG durante a tosse em indivíduos sem lesão medular foi encontrado no músculo reto abdominal, sem interferência do sinal de eletrocardiograma.

A aplicação de um filtro passa-alta de 4º ordem com uma frequência de corte de 60 Hz não melhorou o desempenho da detecção do sinal. Em indivíduos com lesão medular a melhor evidência do sinal EMG foi encontrada na porção clavicular do peitoral durante a fase compressiva e

expiratória da tosse, com filtro passa banda com diferentes frequências de corte [13].

## V. CONCLUSÃO

A heterogeneidade no que diz respeito à aquisição, configuração, análise e processamento do sinal EMG, como a pouca quantidade de artigos demandam a realização de novas investigações com a finalidade de estabelecer protocolos para estudar a tosse através do sinal eletromiográfico concomitantemente as variáveis de função pulmonar, como pico de fluxo da tosse ou pressão expiratória máxima.

## AGRADECIMENTOS

O primeiro autor agradece a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão da bolsa durante todo o período de realização do mestrado acadêmico em Engenharia Biomédica na Faculdade Gama, Universidade de Brasília.

## REFERÊNCIAS

- [1] Fontana, G. A. Lavorini, F. “Cough motor mechanisms,” *Respiratory Physiology & Neurobiology*, v. 152, n. 28, p. 266–281, 2006.
- [2] Kang, S. W. Shin, J. C. Park, C. I. Moon, J. H. Rha, D. W. Cho, D. H. “Relationship between inspiratory muscle strength and cough capacity in cervical spinal cord injured Patients,” *Spinal Cord*, v. 44, p. 242 – 248, 2005.
- [3] Estenne, M. Gorini, M. “Cough in tetraplegic subjects: an active process,” *Ann Intern Med*, v. 112, n. 1, p. 22-28, 1990.
- [4] Spivak, E. Keren, O. Niv, D. Levental, J. Steinberg, F. Barak, D. Chen, B. Zupan, A. Catz, A. “Electromyographic signal-activated functional electrical stimulation of abdominal muscles: the effect on pulmonary function in patients with tetraplegia,” *Spinal Cord*, v. 45, n. 7, p. 491–495, 2007.
- [5] Sampaio, R. F. Mancini, M. C. “Estudos De Revisão Sistemática: Um Guia para Síntese Crítica da Evidência Científica,” *Rev. bras. fisioter.*, v. 11, n. 1, p. 83-89, 2007.
- [6] Urrútia, G. Bonfill, X. “PRISMA declaration: A proposal to improve the publication of systematic reviews and meta-analyses,” *Med Clin (Barc)*, v. 135, n. 11, p.507–511, 2010.
- [7] Mateus, S. R. M. Beraldo, P. S. S. Horan, T. C. “Maximal static mouth respiratory pressure in spinal cord injured patients: correlation with motor level,” *Spinal Cord*, v. 45, p. 569–575, 2007.
- [8] Wang, A. Y. Jaeger, R. J. Yarkony, G. M. Turba, R. M. “Cough in spinal cord injured patients: the relationship between motor level and peak expiratory flow,” *Spinal Cord*, v. 35, n. 5, p. 299–302, 1997.
- [9] Schilero, G. J. Spungena, A. M. Bauman, W. A. Radulovic, M. Lessera, M. “Pulmonary function and spinal cord injury,” *Respiratory Physiology & Neurobiology*, v. 166, p. 129–141, 2009.
- [10] McCool, F. D. “Global Physiology and Pathophysiology of Cough: ACCP Evidence-Based Clinical Practice Guidelines,” *Chest*, v. 129, n.1, p. 48-53, 2006.
- [11] DeTroyer, A. e Estenne, M. Heilporn A. “Mechanism of active expiration in tetraplegic subjects,” *The New England Journal of Medicine*, v. 20, p.740-744, 1986.
- [12] Estenne M, Gorini M. “Action of the diaphragm during cough in tetraplegic subjects,” *J Appl Physiol*, v. 72, n. 3 ,p. 1074-1080, 1992.
- [13] Fujiwara, T. Hara, Y. Chino, N. Expiratory function in complete tetraplegics: study of spirometry, maximal expiratory pressure, and



2014 PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (PAHCE). CONFERENCE, WORKSHOPS, AND EXHIBITS. COOPERATION / LINKAGES. INTERCAMBIOS DE CUIDADO MÉDICO PANAMERICANOS. CONFERENCIA, TALLERES Y EXHIBICIONES. COOPERACIÓN / ENLACES.

- muscle activity of pectoralis major and latissimus dorsi muscles. *Am J Phys Med Rehabil*, v. 78, n. 5, p. 464-469, 1999.
- [14]Lasserson, D. Mills, K. Arunachalam, R. Polkey, M. Moxham, J. Kalra, L. "Differences in motor activation of voluntary and reflex cough in humans," *Thorax*, v. 61, n. 8, p. 699-705, 2006.
- [15]Lamraoui, H. Bonvilain, A. Robain, G. Mozer, P. Moreau-Gaudry, A. Cinquin, P. Gumery, P. Y. Basrou, S. "Rectus abdominis electromyography and MechanoMyoGraphy comparison for the detection of cough," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010