UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR COMPLETA E INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS ATRAVÉS DO USO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Pablo Filipe Santana Chacon

Natal/RN
2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR COMPLETA E INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS ATRAVÉS DO USO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduado em Engenharia Biomédica.

Graduando: Pablo Filipe Santana Chacon.

Orientador: Profa. Dra. Beatriz Stransky Ferreira.

Co-orientador: Prof. Dr. Fabricio Lima Brasil.

Natal/RN

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR COMPLETA E INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS ATRAVÉS DO USO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Profa. Dra. Beatriz Stransky Ferreira _____

UFRN – Orientadora

Prof. Dr. Fabricio Lima Brasil _____

IIN-ELS – Co-orientador

Profa. Ma. Luciana de Andrade Mendes _____

UFRN – Avaliador Interno

Natal/RN

2018

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pelo sustento durante os momentos mais difíceis do curso. Em seguida, à minha família, por tornar possível o caminho para que chegasse até aqui.

À minha orientadora, Beatriz Stransky, por aceitar me orientar e por toda atenção e disponibilidade. Ao meu co-orientador, Fabrício Brasil, por me orientar durante esses mais de dois anos de iniciação científica e por todos os ensinamentos, disponibilidade e apoio.

Agradeço também ao Centro de Educação e Pesquisa em Saúde Anita Garibaldi (CEPS) e ao Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra (IIN-ELS), por permitir a realização deste trabalho, em especial a Edgard Morya, Camila Simão, Ledycnarf de Holanda, Lilian Urbini, Marcela de Angelis e Patrícia Moura, por toda ajuda e ensinamentos, sem os quais este trabalho não seria possível.

A todos os professores do Bacharelado em Ciências e Tecnologia, da Engenharia Biomédica e da Pós-Graduação em Neuroengenharia, por todos os conhecimentos transmitidos; como também a todos os professores que me acompanharam desde pequeno e que me proporcionaram estar aqui, ajudando a formar o estudante e cidadão que sou hoje.

Por fim, gostaria de agradecer a todos os amigos que me acompanharam durante esta caminhada: aos colegas de curso, por todo apoio e descontração em meio a tantos trabalhos e provas; aos amigos do IIN-ELS, por todas as discussões e ensinamentos que contribuíram para meu amadurecimento; aos amigos do Ciências sem Fronteiras, por terem sido minha família no período de intercâmbio e continuarem presentes em minha vida; e a todos meus amigos que torcem por mim e me incentivam.

“Prefiro sempre o temor do entendimento ao temor da ignorância”
Douglas Adams

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS **4**

EPÍGRAFE **5**

SUMÁRIO **6**

LISTA DE FIGURAS **8**

LISTA DE TABELAS **10**

LISTA DE EQUAÇÕES **11**

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS **12**

RESUMO **13**

ABSTRACT **14**

1. INTRODUÇÃO **15**

2. OBJETIVOS **17**

2.1. GERAL 17

2.2. ESPECÍFICO 17

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA **18**

3.1. CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS E FISIOLÓGICAS 18

3.2. CONTROLE POSTURAL 21

3.3. LESÃO MEDULAR 23

3.3.1 LESÃO MEDULAR E CONTROLE POSTURAL 24

3.4. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE 26

3.4.1 AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO 27

3.4.1.1 Frequência de amostragem 27

3.4.1.2 Eletrodos 28

3.4.2 PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO 30

3.4.2.1 Artefatos 30
3.4.2.2 Filtros 30

3.4.3 ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO 31

3.4.3.1 Análise no domínio do tempo 31

3.4.3.1.1 Retificação 32
3.4.3.1.2 Envoltório Linear 32
3.4.3.1.3 Root Mean Square (RMS) 33
3.4.3.1.4 Segmentação (definição da contração) 33

3.4.3.2 Análise no domínio de frequências 33

3.4.3.2.1 Transformada Rápida de Fourier e Densidade Espectral de Energia 34

4. METODOLOGIA 35

4.1. DESIGN DO ESTUDO 35

4.2. ESPECIFICAÇÕES DO EQUIPAMENTO 35

4.3. PARTICIPANTES 35

4.4. PROTOCOLO EXPERIMENTAL 37

4.5. AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS 38

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES 40

5.1. ANÁLISE DO ENVOLTÓRIO LINEAR 40

5.2. ANÁLISE DO RMS MÓVEL 43

5.3. ANÁLISE DO RMS DE CONTRAÇÃO 45

5.4. ANÁLISE DO TEMPO TOTAL DE CONTRAÇÃO 46

5.5. ANÁLISE DO ESPECTRO DE POTÊNCIA (PSD) 47

5.6. DISCUSSÃO 48

6. CONCLUSÕES 50

7. REFERÊNCIAS 51

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação esquemática da organização longitudinal das estruturas anatômicas e as respectivas funções de cada segmento da medula espinal. Adaptado de (ORGANIZATION; SOCIETY, 2013). 20
Figura 2 – Representação esquemática de unidade motora. Adaptado de (KANDEL *et al.*, 2013). 21
Figura 3 – Diferentes tipos de eletrodos comerciais (MARCHETTI; DUARTE, 2006). 28
Figura 4 – Localização do sensor com base na orientação das fibras musculares (Delsys^{R}, 2010). 30
Figura 5 – Gráfico representativo do sinal do EMG bruto, retificado e o envoltório linear (MARCHETTI; DUARTE, 2006). 32
Figura 6 – Gráfico representativo do PSD de um sinal eletromiográfico de superfície (MARCHETTI; DUARTE, 2006). 34
Figura 7 – Equipamento *TRIGNO^{TM} Wireless System* (Delsys^{R}, 2010). 35
Figura 8 – Posicionamento dos sensores nos músculos (Autor). 37
Figura 9 – Fluxograma das etapas de processamento e análise realizadas sobre o sinal eletromiográfico coletado (Autor). 39
Figura 10 – Exemplo das etapas até a obtenção do envoltório linear sobre o sinal eletromiográfico do músculo ICL.D do participante 1 (Autor). 40
Figura 11 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes com LM (Autor). 41
Figura 12 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes com LM (Autor). 42
Figura 13 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes saudáveis (Autor). 43
Figura 14 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes saudáveis (Autor). 43
Figura 15 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes com LM (Autor). 44
Figura 16 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes com LM (Autor). 44

Figura 17 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes saudáveis (Autor). 45
Figura 18 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes saudáveis (Autor)..... 45
Figura 19 – Média do RMS de contração para cada um dos músculos analisados dos participantes com LM e saudáveis (Autor)..... 46
Figura 20 – Média do tempo total de contração para cada um dos músculos analisados dos participantes com LM e saudáveis (Autor). 47
Figura 21 – PSD do sinal eletromiográfico do músculo ICT.E dos 18 participantes (Autor). 48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Caracterização dos participantes..... 36

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Cálculo do RMS..... 33

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

ASIA – *American Spinal Injury Association*

AVE – Acidente Vascular Encefálico

CP – Controle Postural

CR – Cadeira de Rodas

EMG – Eletromiograma

FFT – *Fast Fourier Transform*

ICL.D – Iliocostal Lombar Direito

ICL.E – Iliocostal Lombar Esquerdo

ICT.D – Iliocostal Torácico Direito

ICT.E – Iliocostal Torácico Esquerdo

LM – Lesão Medular

MMII – Membros Inferiores

MMSS – Membros Superiores

PAUM – Potenciais de Ação da Unidade Motora

PSD – *Power Spectral Density*

RMS – *Root Mean Square*

SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SN – Sistema Nervoso

SNC – Sistema Nervoso Central

SNP – Sistema Nervoso Periférico

TI.D – Trapézio Inferior Direito

TI.E – Trapézio Inferior Esquerdo

TS.D – Trapézio Superior Direito

TS.E – Trapézio Superior Esquerdo

CHACON, Pablo Filipe Santana. **Análise do controle postural de indivíduos com lesão medular completa e indivíduos saudáveis através do uso de eletromiografia de superfície.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 57p., 2018.

RESUMO

A ausência de um controle postural adequado em indivíduos com lesão medular é resultado de uma ativação deficiente do padrão de atividade muscular, de modo que a eletromiografia de superfície pode ser utilizada na análise desse comportamento. Nesse contexto, este trabalho objetiva analisar e comparar o controle postural de indivíduos saudáveis e indivíduos com lesão medular completa crônica, através da utilização de eletromiografia de superfície em músculos posteriores do tronco. O estudo foi realizado em 7 participantes saudáveis e 11 com lesão medular. O procedimento experimental consistiu na tentativa única de manutenção da postura sentada sem apoio por 30 segundos enquanto o sinal eletromiográfico era coletado. Posteriormente, os sinais foram processados e analisados utilizando uma rotina customizada. Os resultados evidenciaram que, de modo geral, os participantes com lesão medular contraíram mais todos os músculos observados em comparação com o grupo saudável, o que reflete a dificuldade desses participantes em manter o controle postural, demandando um maior recrutamento muscular. Além disso, foi identificado um baixo recrutamento de determinados músculos pelos participantes saudáveis. Dessa forma, pode-se concluir que a rotina de análise e processamento desenvolvida se mostrou eficiente para visualização de atributos dos sinais coletados, possibilitando a identificação de características musculares e de controle postural em ambos os grupos experimentais. Os resultados obtidos viabilizam o desenvolvimento de estratégias terapêuticas e de ferramentas de avaliação visando a melhora do controle postural dos participantes com lesão medular.

Palavras-chave: Controle Postural. Lesão Medular. Eletromiografia de Superfície.

CHACON, Pablo Filipe Santana. **Postural control analysis of subjects with complete spinal cord injury and healthy subjects using surface electromyography.** Undergraduate Thesis, Bachelor's Degree in Biomedical Engineering, Federal University of Rio Grande do Norte, 57p., 2018.

ABSTRACT

The absence of adequate postural control in subjects with spinal cord injury is a result of poor activation of the muscle activity pattern, so that surface electromyography can be used to analyze this behavior. In this context, this study aims to analyze and compare the postural control of healthy subjects and subjects with chronic complete spinal cord injury using surface electromyography in trunk posterior muscles. The study was performed in 7 healthy participants and 11 with spinal cord injury. The experimental protocol consisted of a single attempt to maintain the seated posture without support for 30 seconds while the electromyographic signal was collected. Subsequently, the signals were processed and analyzed using a custom routine. The results showed that, in general, the participants with spinal cord injury contracted more all the observed muscles compared to the healthy group, which reflects the difficulty of these participants to maintain the postural control, demanding a greater muscular recruitment. In addition, low recruitment of certain muscles was identified in healthy participants. Thus, it can be concluded that the analysis and processing routine developed was efficient for visualizing attributes of the collected signals, allowing the identification of muscle and postural control characteristics in both experimental groups. The results obtained enable the development of therapeutic strategies and evaluation tools aimed at improving the postural control of the participants with spinal cord injury.

Keywords: Postural Control. Spinal Cord Injury. Surface Electromyography.

1. INTRODUÇÃO

O controle postural (CP) é conhecido como a capacidade de manter a postura corporal de forma confortável e alinhada em diferentes condições, mesmo em situações de perturbação no meio ambiente (MELO *et al.*, 2015). Ele é fundamental para a realização de atividades rotineiras, e as estratégias adotadas para o seu sucesso dependem da especificidade da tarefa e do ambiente. A estratégia para alcançar, manter ou restaurar a estabilidade e a orientação postural deve ser adaptada para garantir o CP (KANDEL *et al.*, 2013). Para um CP satisfatório, é necessária uma interação coordenada entre os sistemas musculoesquelético e neural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2012; MELO *et al.*, 2015).

Uma interação não coordenada para regulação do CP é observada na lesão medular (LM) em nível cervical e torácico, devido ao comprometimento da sensibilidade e/ou motricidade do tronco. Como já evidenciado em estudos anteriores, esta falta de coordenação afeta, por exemplo, a postura sentada (MILOSEVIC *et al.*, 2015; MILOSEVIC *et al.*, 2017). Nessa posição, os membros superiores geralmente são usados para compensar e restabelecer parcialmente o CP. Essa estratégia pode, por sua vez, impossibilitar a realização de atividades com autonomia e independência, e o desenvolvimento de habilidades para alcance da mobilidade é de suma importância. O CP, nesse contexto, é considerado um fator primordial para a estabilização na cadeira de rodas, pois se caracteriza como uma capacidade indispensável para movimentar os membros superiores na postura sentada (GOMES *et al.*, 2013; MAGNANI *et al.*, 2017; MILOSEVIC *et al.*, 2017).

A ineficiência do controle motor a nível de tronco que pode ser verificada em indivíduos com LM está relacionada ao déficit no padrão de ativação muscular, caracterizado pela localização, duração e amplitude dos potenciais de ação da unidade motora (PAUM) (SHERWOOD *et al.*, 1996). A eletromiografia de superfície é utilizada na análise desse comportamento muscular (STEELE, 2012), caracterizando-o como uma sequência temporal e extensão espacial dos grupos motores segmentares (SHERWOOD *et al.*, 1996).

O uso da eletromiografia de superfície apresenta um caráter desafiador devido à sua facilidade de aplicação e natureza não invasiva associada à possibilidade de perda de dados, que ocorre em consequência dos tecidos presentes entre os eletrodos de captação e as fontes emissoras de sinal. As vantagens de sua aplicação promoveram sua difusão

em múltiplas abordagens, desde o *biofeedback* até a análise de movimento e fadiga (MERLETTI; PARKER, 2004).

A eletromiografia de superfície pode distinguir com precisão a atividade elétrica de músculos do tronco durante a execução de diferentes tarefas (WANG *et al.*, 2016), e já foi abordada em vários estudos que analisaram dados eletrofisiológicos de músculos do tronco como uma estratégia para melhorar a intervenção terapêutica em indivíduos com LM. Alguns estudos utilizaram a eletromiografia de superfície para mensurar a demanda muscular dos músculos do tronco em pacientes com vários níveis de LM (GAGNON *et al.*, 2003; WANG *et al.*, 2010; DE PALEVILLE *et al.*, 2013). A comparação do sinal eletromiográfico superficial dos músculos do tronco entre sujeitos saudáveis e pacientes com LM também foi realizada em outros estudos (LIU *et al.*, 2008; WANG *et al.*, 2016; LOUIS; GORCE, 2010; MCKAY *et al.*, 2011). No entanto, mais estudos são necessários para definir novos protocolos baseados em eletromiografia de superfície para medir a diferença na atividade muscular do tronco entre populações de pacientes com LM e/ou entre indivíduos saudáveis e indivíduos com LM.

Assim, o objetivo deste estudo é comparar e analisar o CP observando o padrão de ativação dos músculos do tronco em indivíduos saudáveis e indivíduos com LM completa crônica durante a postura sentada. Por meio desta comparação, pode ser possível observar quais músculos o grupo saudável ativa mais que os participantes com LM e, a partir daí, fundamentar o desenvolvimento de estratégias terapêuticas para melhorar o CP dos pacientes com LM. Além disso, novas ferramentas de análise e observação de sinais eletromiográficos superficiais poderiam ser desenvolvidas, o que contribuiria para definir futuras avaliações e, possivelmente, intervenções em terapia.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Analisar e comparar o CP de indivíduos saudáveis e indivíduos com LM completa crônica durante a postura sentada sem apoio, através da utilização de eletromiografia de superfície, possibilitando observar o padrão de ativação de músculos posteriores do tronco.

2.2. ESPECÍFICO

- Desenvolver uma ferramenta de análise da dinâmica do CP por meio da ativação muscular.
- Contribuir para o desenvolvimento de novas ferramentas de análise e observação de sinais eletromiográficos superficiais.
- Discutir as diferenças na ativação muscular entre o grupo composto por indivíduos saudáveis e o grupo composto por indivíduos com lesão medular.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS E FISIOLÓGICAS

As cinco regiões principais que compõem o corpo humano são: cabeça, pescoço, tronco, membros superiores (MMSS) e membros inferiores (MMII) (SCHÜNKE *et al.*, 2006). O corpo humano constitui um complexo sistema de segmentos articulados que se encontra em equilíbrio (estático ou dinâmico), e gera movimento através de forças internas ou externas ao corpo (AMADIO *et al.*, 2002).

O entendimento do movimento humano engloba quatro sistemas básicos: esquelético, articular, muscular e nervoso. O sistema esquelético oferece suporte rígido ao corpo, composto por diferentes ossos que atuam como alavanca para a execução dos movimentos. Os ossos estão conectados por meio das articulações, podendo ser mais ou menos móveis de acordo com as necessidades da região do corpo em que estão localizadas. Os músculos são as estruturas que de fato executam os movimentos corporais. O sistema nervoso (SN), por sua vez, é responsável pelo comando e controle do movimento (CALAIS-GERMAIN *et al.*, 2002).

Uma das estruturas mais importantes do sistema esquelético é a coluna vertebral. Ela constitui uma haste óssea móvel formada por 33 ou 34 vértebras (7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 ou 5 coccígeas). Está conectada ao restante do corpo através das articulações com o crânio (occipital), com as costelas e com os ossos do quadril (ilíacos). Os segmentos da coluna vertebral são alinhados e estabilizados por meio do tronco, que é a parte central do corpo (CALAIS-GERMAIN *et al.*, 2002).

A movimentação do tronco com relação às demais estruturas do corpo é possibilitada através dos músculos do tronco, que são fixados em diversos ossos, como os ossos do crânio, as vértebras, as costelas, os ossos dos cíngulos do membro superior e do membro inferior e o fêmur. A fixação proximal do músculo é chamada de origem e a fixação distal é chamada de inserção (CALAIS-GERMAIN *et al.*, 2002).

Os músculos podem apresentar formas e tamanhos diferentes. Normalmente, os músculos mais longos oferecem maior influência na cinética do corpo, enquanto que os músculos mais curtos são mais importantes na precisão dos ajustes ósseos e estabilização do tronco (CALAIS-GERMAIN *et al.*, 2002).

Quanto à ação dos músculos, aqueles que executam o movimento são os agonistas, aqueles que executam o movimento contrário são os antagonistas e aqueles

que colaboram com a ação de um conjunto são os sinergistas. Quanto à contração, ela pode ser classificada como: concêntrica, quando o movimento é executado pelo músculo principal responsável por sua ação; excêntrica, quando o movimento é minimizado pelos músculos opostos a ele; e estática ou isométrica, quando ocorre a contração sem movimento, gerando a manutenção da postura ou posicionamento (CALAIS-GERMAIN *et al.*, 2002).

As estruturas corporais descritas são essenciais para a adoção de posturas apropriadas, e juntamente com o SN realizam a importante função de controle postural (CP). O SN pode ser dividido em: sistema nervoso central (SNC), constituído pelo encéfalo e pela medula espinal; sistema nervoso periférico (SNP), constituído pelos nervos (cranianos e espinais) e gânglios; e sistema nervoso autônomo, que regula as funções viscerais, constituído pelas estruturas do SNC e do SNP (SMITH, 1997; PURVES *et al.*, 2010; AFIFI; BERGMAN, 2007).

A célula nervosa é chamada de neurônio e comunica-se com outras células através das sinapses. O neurônio é composto por dendrito, corpo e axônio. As substâncias transmissoras liberadas nas sinapses (os neurotransmissores) atuam na membrana dos dendritos, gerando um efeito inibitório ou excitatório no neurônio, aumentando ou diminuindo o potencial de membrana da célula (SCHÜNKE *et al.*, 2006).

Quando a informação é codificada nas fibras nervosas do SNP e conduzida ao SNC, ela é chamada de aferente ou sensitiva, e quando a informação é codificada no SNC e conduzida ao SNP, ela é chamada de eferente ou motora. O movimento é possível devido ao funcionamento integrado e coordenado destes processos (SMITH, 1997; SCHÜNKE *et al.*, 2006).

O encéfalo é formado pelo telencéfalo (dois hemisférios cerebrais), o cerebelo e o tronco encefálico (diencéfalo, mesencéfalo, ponte e bulbo). Ele é envolto pelo crânio, meninges e líquido cerebrospinal (BEAR M.F.; PARADISO, 2016; PURVES *et al.*, 2010; AFIFI; BERGMAN, 2007).

A medula espinal encontra-se no forame ou conduto vertebral, que é formado pelas paredes anterior e posterior da coluna vertebral. Por ambos os lados da medula emergem de cada segmento uma raiz nervosa anterior (ou ventral, com fibras eferentes ou motoras) e uma raiz nervosa posterior (ou dorsal, com fibras aferentes ou sensitivas), que são unidas para formar o nervo espinal. A medula espinal possui 31 pares de nervos espinais (8 cervicais, 12 torácicos, 5 lombares, 5 sacrais e 1 coccígeo) (Figura 1) (DEFINO, 1999).

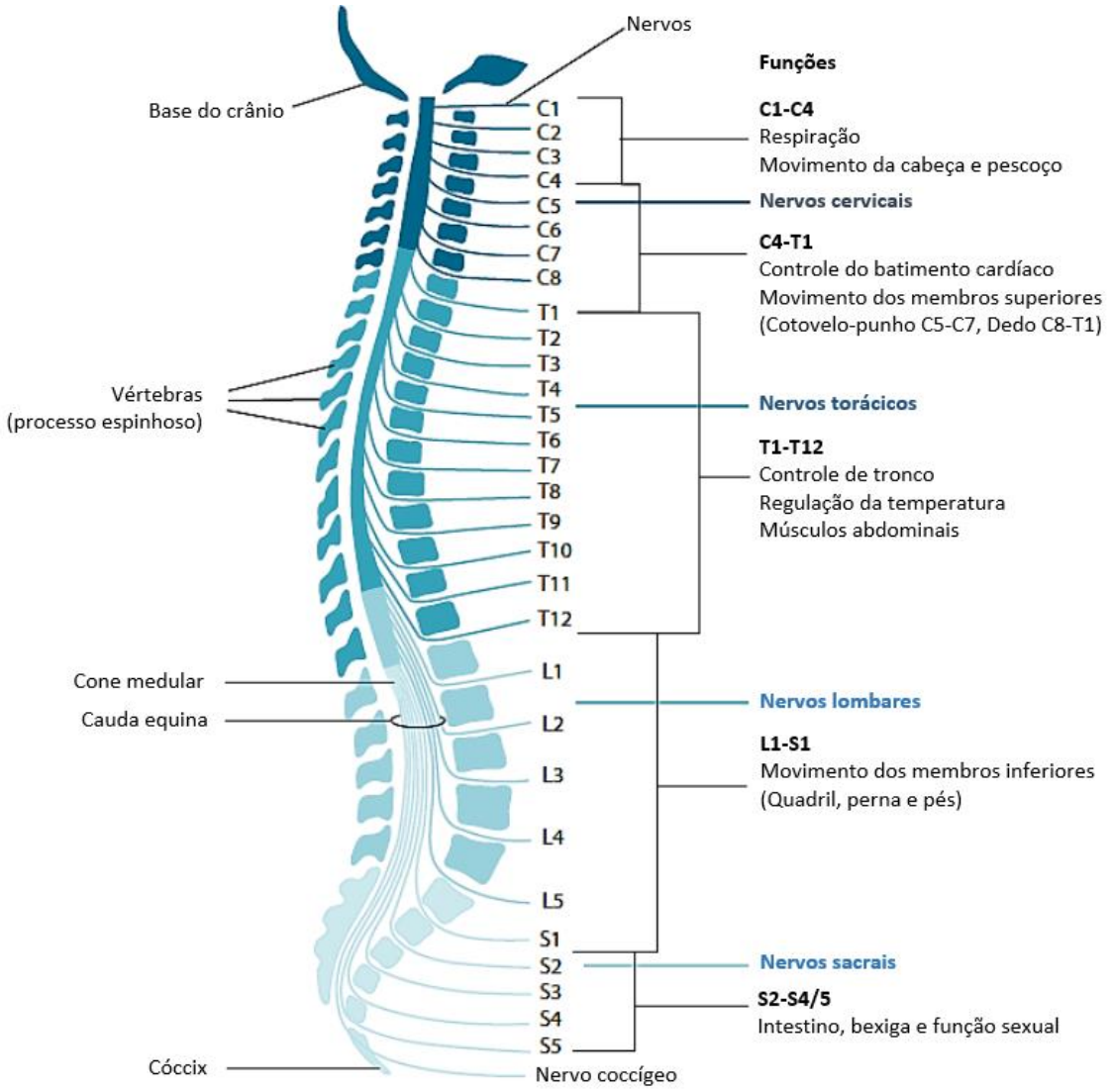

Figura 1 – Representação esquemática da organização longitudinal das estruturas anatômicas (vértebras e nervos) e as respectivas funções de cada segmento da medula espinal (cervical, torácica, lombar e sacral). Fonte: Adaptado de ORGANIZATION; SOCIETY, 2013.

O SN controla a força muscular através de sinais enviados dos neurônios motores presentes na medula espinal para as fibras musculares. Um neurônio motor juntamente com as fibras musculares que ele inerva constituem uma unidade motora, a unidade funcional básica através da qual o SN controla o movimento (KANDEL *et al.*, 2013) (Figura 2). Quando um sinal de entrada despolariza o potencial de membrana de um neurônio motor acima do limiar, o neurônio gera um PAUM, que se propaga ao longo do axônio até seu terminal no músculo, ocasionando um novo potencial de ação nas fibras musculares (KANDEL *et al.*, 2013; KONRAD, 2005). À medida que o SN aumenta sua excitação para a tarefa funcional, um maior número de unidades motoras é recrutado e a taxa de disparo de todas as unidades motoras ativas aumenta (LUCA, 1997).

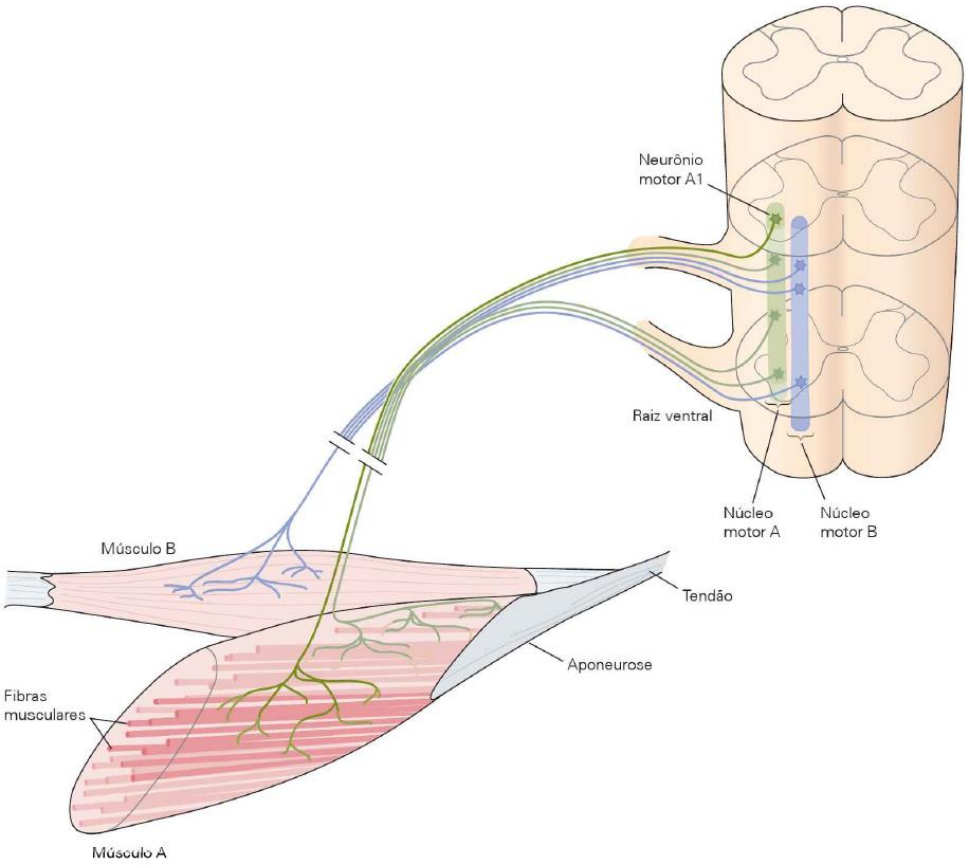

Figura 2 – Representação esquemática de unidade motora. Uma unidade motora consiste em um neurônio motor e as fibras musculares que ele inerva, ilustrado aqui pelo neurônio motor A1. Fonte: Adaptado de KANDEL *et al.*, 2013.

Uma vez que os potenciais de ação de todas as fibras musculares de uma unidade motora ocorrem aproximadamente ao mesmo tempo e a maioria das contrações musculares envolve a ativação de muitas unidades motoras, as correntes se somam produzindo sinais que podem ser detectados por eletromiografia. Em muitos casos, o sinal do eletromiograma (EMG) é grande e pode ser facilmente gravado com eletrodos posicionados na pele acima do músculo. Dessa forma, o tempo e a amplitude desse sinal refletem a ativação das fibras musculares pelos neurônios motores. O sinal do EMG é útil para estudar o controle neural do movimento e para o diagnóstico de patologias (KANDEL *et al.*, 2013).

3.2. CONTROLE POSTURAL

O CP trata-se de uma habilidade complexa, que envolve a interação de processos sensório-motores dinâmicos, na tentativa de alcançar, manter ou reestabelecer a posição do corpo no espaço (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003; KANDEL *et al.*, 2013). A organização central da postura (ou seja, do alinhamento biomecânico ativo do tronco e

da cabeça) envolve interações entre forças externas (como a gravidade), superfícies de suporte/apoio, as propriedades mecânicas do corpo, as forças neuromusculares, componentes visuais e referências internas (MASSION, 1994; HORAK, 2006).

Embora não seja usualmente percebido, o sistema de CP está ativo durante a maior parte das atividades que as pessoas realizam diariamente. Ajustes posturais automáticos previnem quedas quando alguma força externa interrompe o equilíbrio corporal. Estas respostas não são simples reflexos, mas tratam-se de padrões de ativação muscular altamente organizados, flexíveis e adaptativos (KANDEL *et al.*, 2013).

As estratégias utilizadas para garantir o correto CP devem ser modificadas de acordo com a especificidade da tarefa e do ambiente (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003; CHEN *et al.*, 2003). Além disso, o sistema postural é altamente adaptativo a mudanças na morfologia e na mecânica corporal ocasionadas pelo crescimento e desenvolvimento, idade, doenças e lesões (KANDEL *et al.*, 2013).

Outro fator importante para o adequado CP é a correta interação entre os sistemas musculoesquelético e neural. Dessa forma, é necessário que ocorra a integração adequada entre o tônus muscular e a amplitude de movimento (do sistema musculoesquelético) com os processos sensoriais/perceptuais e processos de níveis superiores (do sistema neural) (SHUMWAY-COOK et al., 2003).

Nesse sentido, é evidente a importância dos músculos na promoção do CP. Vários estudos tentaram apontar quais os músculos ou grupos musculares mais importantes para o CP, no entanto, autores indicam que a prevalência de um músculo ou grupo muscular sobre outros irá depender da tarefa solicitada, que irá requerer uma determinada magnitude e direção do deslocamento do tronco, assim como diferentes padrões de recrutamento (CHOLEWICKI; IV, 2002). Os músculos do tronco normalmente descritos nos estudados de CP são: multífido, iliocostal lombar e torácico, trapézio, serrátil anterior, oblíquo externo e interno, reto abdominal, transverso abdominal e peitoral (SEELEN *et al.*, 1997; CHOLEWICKI; IV, 2002; BERGMARK, 1989; SCHÜNKE *et al.*, 2006).

O CP em sedestação (postura sentada) não é amplamente estudado como em outras posturas, como na marcha. Embora alguns autores afirmem que os mesmos conceitos podem ser adotados na análise do CP nas diferentes posturas, estudos indicam estratégias e ajustes necessários diferenciados nas diversas posturas (SHUMWAY-COOK et al., 2003).

Diferentes condições de saúde podem comprometer o CP. Distúrbios neurológicos, por exemplo, podem acarretar numa maior dificuldade na regulação do CP, possivelmente ocasionada por prejuízos na integração das informações sensoriais com a execução do movimento de forma adequada. Esta dificuldade pode comprometer a realização de movimentos necessários para as atividades diárias (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003).

3.3. LESÃO MEDULAR

Caracteriza-se como lesão medular (LM) o dano localizado na medula, no cone medular e/ou na cauda equina (ORGANIZATION; SOCIETY, 2013). A incapacidade de andar é vista como a consequência primária da LM, no entanto, ela também afeta outras habilidades como força e destreza dos braços e mãos, controle do intestino e da bexiga, função sexual, regulação da temperatura, suscetibilidade a infecções e até a capacidade de respirar, dependendo do nível e extensão da lesão (CREWE; KRAUSE, 2009).

A maioria das pessoas que são acometidas por LM são jovens adultos, estando mais da metade desses indivíduos na faixa etária de 16 a 30 anos. Quanto às causas da lesão, quase metade das LM's são o resultado de acidentes com veículos motorizados; as outras causas principais incluem quedas, violência e acidentes esportivos (*National Spinal Cord Injury Statistical Center*, 2005).

O nível da LM pode ser determinado de duas maneiras. O primeiro método especifica o nível de dano ósseo, indicado por raios-x. A abordagem mais útil, no entanto, indica o nível de dano neurológico, mensurado pelo teste cuidadoso da capacidade de um indivíduo de perceber a picada de uma agulha. A superfície da pele foi mapeada em segmentos chamados dermátomos; cada dermátomo é conhecido por ser inervado pelos nervos sensoriais provenientes de um determinado nível medular. Verificar a sensibilidade da pele, portanto, pode revelar o nível em que a medula espinal foi lesionada (CREWE; KRAUSE, 2009).

Indivíduos que sofrem lesão nas estruturas mais próximas à base do crânio, no nível cervical (C1-T1) da medula espinal, terão função prejudicada em ambos os membros superiores e inferiores, uma condição conhecida como tetraplegia (Figura 1). Aqueles que são lesionados no nível torácico (T2-T12), lombar (L1-L5) ou sacral (S1-S5), incluindo cone medular e cauda equina, terão paraplegia, com função mantida nas

extremidades superiores, mas com algum grau de comprometimento do tronco e dos membros inferiores (CREWE; KRAUSE, 2009; ORGANIZATION; SOCIETY, 2013).

A lesão pode ser caracterizada como completa ou incompleta. Na lesão completa, nenhuma fibra nervosa está funcionando abaixo do nível da lesão, verificando a ausência de função sensorial e motora abaixo desse nível. Na lesão incompleta, uma ou mais fibras nervosas estão preservadas, verificando a presença parcial de função sensorial ou motora abaixo do nível da lesão (TEIXEIRA, 2003; PEDRETTI; EARLY, 2005; CREWE; KRAUSE, 2009).

A quantidade de perda funcional depende do nível da lesão (quanto mais próxima da base do crânio ocorrer a lesão, maior será o comprometimento motor e sensorial) e da extensão neurológica da lesão (se trata de uma lesão completa ou incompleta). Indivíduos com lesões completas têm padrões mais severos e mais previsíveis de comprometimento funcional (CREWE; KRAUSE, 2009).

A *American Spinal Injury Association* (ASIA) desenvolveu um sistema para classificar a gravidade da lesão utilizando letras que dizem respeito à extensão da lesão (geralmente de A a D), sendo amplamente usado na comunidade médica (YOUNG, 2006). As lesões descritas como ASIA A são completas, sem função motora ou sensitiva preservada abaixo do nível neurológico da lesão, incluindo os segmentos sacrais S4-S5. As lesões descritas como ASIA B são incompletas, com função sensorial, mas nenhuma função motora preservada abaixo do nível neurológico da lesão. As lesões classificadas como ASIA C e D referem-se a lesões incompletas com graus variados de função motora preservados abaixo do nível neurológico da lesão.

Existe uma outra forma de classificar a LM de acordo com sua causa, em primária ou secundária. A lesão primária ocorre bruscamente, devido à contusão mecânica ou hemorrágica; enquanto a lesão secundária ocorre progressivamente, devido à sequência de eventos bioquímicos autodestrutivos que levam à disfunção e/ou morte celular (TEIXEIRA, 2003; PEDRETTI; EARLY, 2005).

3.3.1 LESÃO MEDULAR E CONTROLE POSTURAL

O equilíbrio é outra habilidade que pode ser comprometida pela LM, levando as pessoas a adotarem novos padrões de CP. Indivíduos com LM costumam adotar estratégias de compensação por meio de pontos externos (como a base de suporte) ou pontos internos (como a pelve ou músculos adjacentes à coluna, que compreende os músculos latíssimo do dorso e trapézio superior). Os músculos anteriores oblíquo

externo, peitoral maior e serrátil anterior também podem ajudar na tarefa de estabilização do tronco desses indivíduos. No entanto, tais estratégias de compensação não são suficientes para resolver totalmente o prejuízo no CP (SEELEN *et al.*, 1997; SEELEN *et al.*, 2001).

As pessoas com LM tendem também a utilizar os membros superiores (MMSS) a fim de compensar e reestabelecer parcialmente o CP. Essa estratégica pode resultar na limitação da mobilidade física, uma vez que a utilização dos MMSS para essa tarefa pode impossibilitar a realização de atividades de rotina com autonomia e independência. Além disso, o prejuízo à movimentação dos MMSS na postura sentada pode comprometer a estabilização desses sujeitos na cadeira de rodas (CR) (GOMES *et al.*, 2013; BJERKEFORS *et al.*, 2009; SPRIGLE; SCHUCH, 1993).

Outro fator importante que deve ser considerado como consequência da deficiência no CP dos indivíduos com LM é o aumento do risco de úlceras por pressão. As posturas e compensações inadequadas podem provocar aumento da descarga de peso sobre os tecidos na área sacrococcígea, o que pode resultar no surgimento de úlceras por pressão e outras complicações clínicas (SPRIGLE; SCHUCH, 1993).

Nesse contexto, surge a necessidade da reabilitação tendo como foco a melhora do CP de pessoas com LM. A reabilitação auxiliará em um melhor alinhamento do sistema esquelético, reduzindo a tensão em suas estruturas e a tendência ao balanço e à queda (BERGMARK, 1989). Outro aspecto que pode ser contemplado durante a reabilitação é a escolha adequada da altura do encosto da cadeira e da almofada utilizada, uma vez que tal medida pode promover melhora na estabilidade do indivíduo com LM e consequente aumento da mobilidade para realização de suas atividades diárias (SPRIGLE; SCHUCH, 1993).

Além da reabilitação, emerge também a necessidade da avaliação do CP de pessoas com LM. No entanto, diante da complexidade de sistemas envolvidos no CP, essa avaliação se torna uma tarefa complexa, carecendo uma compreensão ampla e a verificação dos aspectos envolvidos no CP. Entretanto, não existem testes clínicos que proporcionem uma avaliação globalizada dessa habilidade. Além disso, a maioria dos testes não avaliam os subsistemas neurais ou musculoesqueléticos específicos possivelmente prejudicados, requerendo testes adicionais. Outro ponto negativo é a limitação dos testes, que ocorrem em condições ideais, diferentes da rotina da pessoa avaliada (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003).

No Brasil, as escalas estruturadas e validadas para a avaliação postural normalmente são voltadas para outras populações, como vítimas de acidente vascular encefálico (AVE). Para a LM, o CP é avaliado indiretamente por meio de estudos multidirecionais que realizam medidas funcionais, não possibilitando uma avaliação quantitativa do nível funcional (PASTRE *et al.*, 2011). A avaliação quantitativa, quando realizada, acontece por meio de análise biomecânica, mas não existe um consenso sobre a abordagem metodológica ideal para indivíduos com LM (GAUTHIER *et al.*, 2013).

Nesse contexto, o desenvolvimento tecnológico e novos estudos podem contribuir para o surgimento de novas ferramentas de reabilitação, que possibilitem uma melhora na qualidade de vida das pessoas com deficiência; assim como o surgimento de novos mecanismos de avaliação, que tornem os procedimentos mais específicos e acurados. Atualmente, existem sensores quem podem auxiliar nesse campo, que permitem detecção de contrações musculares, inclinações e deslocamentos de membros, assim como intenção de movimentos (BORTOLE; FILHO, 2011).

3.4. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A descoberta do potencial elétrico existente nos músculos ocorreu em 1666 por Francesco Redi (LUCA, 1997), mas somente em 1781 o fato foi comprovado por meio de estudos feitos em rãs por Luigi Galvani (LUCA, 1997; CAJAVILCA *et al.*, 2009). Em 1792, Volta iniciou seus estudos sobre o tema, desenvolvendo, posteriormente, uma ferramenta de estimulação muscular. Em 1849, foi comprovado que o potencial elétrico muscular poderia ser detectado durante contrações voluntárias por DuBois Reymond (LUCA, 1997). Em 1920, foi demonstrado o registro de sinais provenientes dos músculos através da utilização de osciloscópio por Gasser e Newcomer, originando a eletromiografia (CRAM; KASMAN, 1998).

A eletromiografia corresponde à técnica para detecção, monitoramento, análise e utilização da atividade elétrica proveniente dos músculos (sinal do EMG), originado por variações fisiológicas nas membranas excitáveis das fibras musculares esqueléticas, durante repouso, esforço ou contração máxima (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003; LIMA *et al.*, 2012; LUCA, 1997; ENOKA, 2000).

Na eletromiografia de superfície, os sensores (ou eletrodos) de captação são posicionados na superfície da pele, sobre o músculo que se objetiva avaliar. Através da diferença de potencial elétrico entre os eletrodos presentes no sensor, é captado o sinal do EMG. Dessa forma, os sensores captam a atividade elétrica das fibras musculares

ativas, podendo ser utilizada para se obter informações a respeito da identidade dos músculos ativados durante a tarefa avaliada (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003).

O sinal do EMG representa então a manifestação elétrica da ativação nervosa associada a um músculo. Esse sinal é gerado pelo fluxo iônico nas membranas das fibras musculares e se propaga por meio dos demais tecidos até a superfície da pele, onde por sua vez é captado pelo sensor. Desse modo, o sinal reflete as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, sendo afetado pelas demais estruturas envolvidas no organismo. O sinal também pode ser afetado por características e configurações da instrumentação utilizada para a sua aquisição, pelo meio onde a coleta é realizada, por variações de temperatura, acúmulo de suor e pelo movimento do sensor na pele (LUCA, 1997; ENOKA, 2000).

Através do sinal do EMG é possível avaliar o comportamento eletrofisiológico de grupos musculares em diferentes condições, permitindo a realização de análises de medidas absolutas e/ou relativas. Como medida absoluta pode-se citar a amplitude do sinal; enquanto que comparações entre musculaturas agonistas, antagonistas e sinergistas, comparações entre diferentes tarefas e comparações entre diferentes condições ambientais são exemplos de medidas relativas. É importante salientar que variados fatores externos podem influenciar na análise de medidas absolutas, tais como a localização do eletrodo e gordura subcutânea (SHUMWAY-COOK *et al.*, 2003).

3.4.1 AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sinal do EMG é obtido através de um eletromiógrafo conectado a um computador, colocando-se eletrodos (ou sensores) sobre os músculos que se deseja captar o sinal. O sinal captado é um sinal analógico (contínuo no tempo), devendo ser convertido para um sinal digital (discreto, ou seja, definido somente para certos intervalos de tempo) para que possa ser armazenado no computador. Para essa conversão, alguns parâmetros devem ser observados durante a aquisição do sinal, como frequência de amostragem e eletrodos utilizados (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

3.4.1.1 Frequência de amostragem

Há um conjunto de recomendações para procedimentos que fazem uso da eletromiografia de superfície definido pelo consórcio europeu Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não-Invasiva dos Músculos (*Surface Electromyography for*

the Non-Invasive Assessment of Muscles – SENIAM). O SENIAM conceitua amostragem como a leitura de um valor do sinal em certo instante específico (HERMENS *et al.*, 2000).

A adoção de uma frequência de amostragem adequada possui um papel crítico para a correta reconstrução digital do sinal analógico do EMG. De acordo com o teorema de Nyquist ou Shannon, para que um sinal possa ser reconstruído digitalmente deve-se adotar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro da maior frequência do sinal. Desse modo, como o sinal do EMG de superfície pode apresentar frequências de até cerca de 400 a 500 Hz, deve utilizar como frequência de amostragem para esse sinal o valor de 1000 Hz ou mais (DELSYS, 2018; HERMENS *et al.*, 2000).

3.4.1.2 Eletrodos

O eletrodo é o dispositivo de entrada e saída de corrente e que oferece a conexão entre o corpo e o sistema de aquisição do sinal do EMG. Este dispositivo deve ser colocado o mais próximo do músculo que se deseja registrar o sinal para que ele possa captar sua corrente iônica (LUCA, 1997).

Existem diferentes tipos de eletrodos, como eletrodos de fio ou agulha, para aquisição de sinal em músculos profundos ou pequenos, eletrodos de "malha" (*array*), para aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares, e eletrodos superficiais, utilizados na eletromiografia de superfície (Figura 3). Os eletrodos superficiais são fixados à pele, captando a corrente através da interface pele-eletrodo. Como recomendado pelo SENIAM, estes eletrodos são normalmente constituídos de Ag/AgCl associado a um gel condutor (eletrólito); no entanto, qualquer combinação metal/gel que possibilite reação eletrolítica pode ser utilizada (LUCA, 1997; HERMENS *et al.*, 2000).

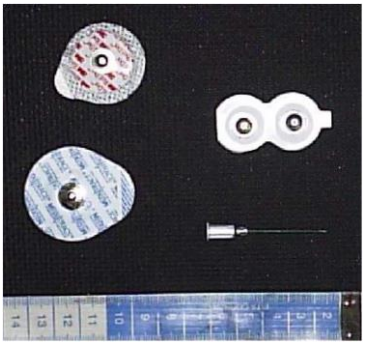

Figura 3 – Diferentes tipos de eletrodos comerciais. Fonte: MARCHETTI; DUARTE, 2006.

Os eletrodos podem estar contidos em sensores. Sensor é o conjunto de equipamentos integrados na plataforma de detecção (HERMENS *et al.*, 2000). Os sensores podem ser classificados em monopolares ou bipolares. Nos sensores monopolares, os eletrodos são configurados isoladamente, enquanto que nos sensores bipolares, os eletrodos são configurados em pares. Além disso, com relação ao seu funcionamento, os eletrodos superficiais podem ser passivos ou ativos. Os eletrodos passivos não possuem amplificação no próprio eletrodo, apenas detectando o sinal do EMG por meio da interface da pele com o eletrodo; já os eletrodos ativos realizam a amplificação no eletrodo do sinal detectado (LUCA, 1997).

A geometria do eletrodo é um aspecto importante para obtenção do sinal do EMG. Não há recomendações quanto à forma do eletrodo, que irá depender da forma da área de condutividade. O tamanho do eletrodo também irá depender do tamanho da área de condutividade. Quanto maior o tamanho da superfície de detecção do eletrodo, maior a amplitude do sinal do EMG detectado e menor é o ruído elétrico gerado pela interface entre a pele e o eletrodo, entretanto, a superfície deve ser suficientemente pequena para evitar a interferência de outros músculos, sendo recomendado que não exceda 10 mm. Com relação à distância entre os eletrodos, recomenda-se que não exceda 20 mm (de centro a centro) (HERMENS *et al.*, 2000).

A fim de diminuir a influência da impedância pele/eletrodo e melhorar a qualidade de aquisição do sinal do EMG, faz-se necessário alguns cuidados previamente à colocação do sensor, como a limpeza da pele com álcool, remoção dos pelos e leve abrasão para retirada de células mortas (WINTER, 1990; HERMENS *et al.*, 2000). Posteriormente, deve-se determinar as localizações corretas para a colocação do sensor sobre os músculos por meio da palpação. O local e posicionamento dos eletrodos pode ter grande interferência na qualidade do sinal do EMG. O SENIAM recomenda que o sensor seja posicionado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado (HERMENS *et al.*, 2000).

Com relação à localização longitudinal do sensor no músculo, recomenda-se posicionar o sensor no ponto médio do ventre muscular, entre a origem e a inserção do músculo. Com relação à localização transversal, recomenda-se posicionar o sensor no ponto mais distante da borda do músculo. Quanto à orientação, recomenda-se que o sensor seja orientado de modo que a linha entre os eletrodos esteja paralela às fibras musculares (Figura 4). Para impedir a movimentação do sensor sobre a pele, sua fixação

deve ser realizada por meio da utilização de faixa elástica ou fita dupla face (HERMENS *et al.*, 2000).

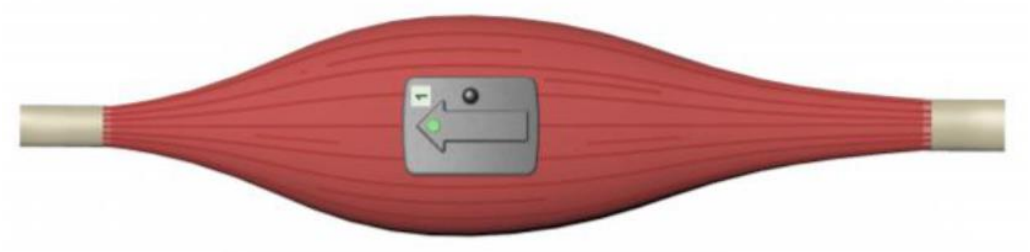

Figura 4 – Localização do sensor com base na orientação das fibras musculares. Fonte: Delsys^{R}, 2010.

3.4.2 PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Após adquirido o sinal do EMG, este necessita ser processado a fim de eliminar ou reduzir os artefatos que por ventura estejam contaminando o sinal coletado, utilizando filtros para esse objetivo (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

3.4.2.1 Artefatos

Os tecidos humanos oferecem um efeito atenuador sobre o sinal mioelétrico, de modo que o sinal adquirido não apresenta todas as características originais do sinal real. O sinal captado é denominado de sinal bruto, apresentando frequências entre 6 e 500 Hz, com maior predominância de frequências entre 20 e 150 Hz. Além disso, características do tecido humano podem afetar a condutividade elétrica tanto entre pessoas diferentes, como em grupos musculares na mesma pessoa, o que pode inviabilizar uma comparação quantitativa direta de parâmetros, como amplitude do sinal, sobre o sinal não processado (KONRAD, 2005).

Outros fatores que podem influenciar na qualidade do sinal coletado são: interferência do sinal de grupos musculares próximos, sinal eletrocardiográfico, energia elétrica e dispositivos eletrônicos, qualidade do sensor e do amplificador utilizados, como também o local e posicionamento do sensor (KONRAD, 2005).

3.4.2.2 Filtros

Os filtros são projetados para atenuar variações específicas de frequências, separando ou restaurando o sinal. A separação do sinal se faz necessária quando este

está contaminado com alguma interferência, ruído ou outro sinal; enquanto que a restauração é aplicada quando o sinal foi distorcido de alguma forma. Desse modo, os filtros permitem a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuam outras (KONRAD, 2005).

Os filtros podem ser aplicados em sinais analógicos ou digitais. Os filtros analógicos são circuitos eletrônicos, estando relacionados ao condicionamento do sinal. Os filtros digitais são superiores em performance e muito utilizados para o processamento dos dados após a sua digitalização (KONRAD, 2005; DELSYS, 2018).

Os filtros podem ser classificados em: filtro passa-alta, em que todas as frequências abaixo da frequência de corte são atenuadas a zero; filtro passa-baixa, em que todas as frequências acima da frequência de corte são atenuadas a zero; filtro rejeita banda, em que todas as frequências entre as frequências de corte são atenuadas a zero; e filtro passa-banda, que permitem que todas as frequências fora do intervalo estabelecido pelas frequências de corte sejam atenuadas a zero. Para a aquisição do completo espectro do sinal do EMG, o padrão recomendado é de um filtro passa-banda de 20-450 Hz (DELSYS, 2018).

No processamento do sinal do EMG, utiliza-se com maior frequência certos tipos de filtros, adotados em função dos diferentes parâmetros que podem aperfeiçoar certas características em detrimento de outras. Nesse contexto, o filtro *Butterworth* é um candidato ideal ao processamento do sinal eletromiográfico, por preservar a linearidade da amplitude na região de passa-banda (DELSYS, 2018).

3.4.3 ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Duas importantes características para análise do sinal do EMG são frequência e amplitude do sinal. Tais informações podem ser representadas através de análise no domínio do tempo e no domínio de frequências (ROBERTSON *et al.*, 2004).

3.4.3.1 Análise no domínio do tempo

No domínio temporal, cada amostra do sinal indica o que está acontecendo em determinado instante e qual a amplitude de sua ocorrência. A amplitude pode indicar a magnitude da atividade muscular, refletindo aumentos na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON *et al.*, 2004).

O sinal eletromiográfico pode ser analisado no domínio do tempo de diferentes formas, como através de retificação, envoltório linear, *root mean square* (RMS) e segmentação (LUCA, 1997).

3.4.3.1.1 Retificação

A retificação é o processo que consiste na obtenção do valor absoluto do sinal do EMG. Em outras palavras, ela consiste no rebatimento dos valores negativos do sinal bruto (Figura 5) (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

3.4.3.1.2 Envoltório Linear

Após a retificação do sinal, este pode ser alisado por um filtro passa-baixa para suprimir flutuações de alta frequência, a fim de possibilitar uma análise clara da amplitude do sinal do EMG. Este processo é denominado de envoltório linear e consiste em uma espécie de média móvel que representa a magnitude do sinal (Figura 5) (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A escolha da frequência de corte do filtro passa-baixa utilizado é arbitrária e irá depender da aplicação, entretanto, há recomendações entre 3 a 50 Hz. Em atividades de poucos segundos, é utilizado normalmente frequências de corte em torno de 10 Hz (ROBERTSON, 2004).

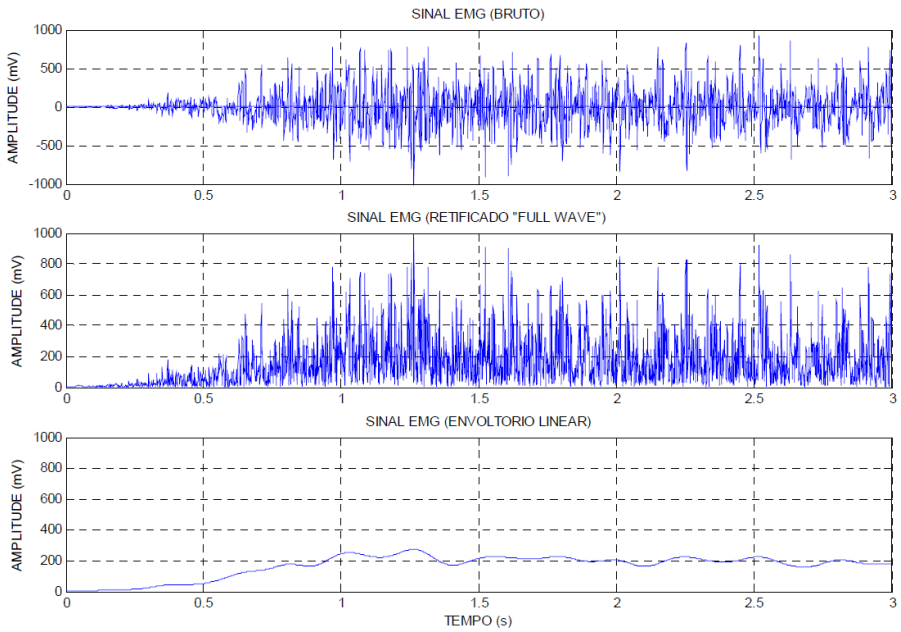

Figura 5 – Gráfico representativo do sinal do EMG bruto, retificado e o envoltório linear (5 Hz). Fonte: MARCHETTI; DUARTE, 2006.

3.4.3.1.3 Root Mean Square (RMS)

RMS é utilizado para avaliar o nível de atividade do sinal do EMG. Nesta técnica, a amplitude do sinal é elevada ao quadrado, não requerendo retificação prévia (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Equação 1 – Cálculo do RMS.

$$RMS = \sqrt[2]{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^2}$$

Quando o RMS é associado a um intervalo de tempo determinado, obtém-se o RMS móvel, que serve para observar as alterações do sinal do EMG em função do tempo. Para isso, uma janela no tempo é movida ao longo do sinal e o RMS vai sendo calculado para cada intervalo. O tamanho típico dessa janela é de 100 a 200 ms, que corresponde ao tempo de resposta muscular (LUCA, 1997).

3.4.3.1.4 Segmentação (definição da contração)

Para se determinar o momento da contração no sinal do EMG, deve-se definir o limite apropriado que determina o início da atividade muscular. O método mais empregado para definição desse limite corresponde ao cálculo da média do sinal basal do EMG em um intervalo de tempo estabelecido pelo pesquisador e, na sequência, é realizado o acréscimo do desvio padrão, multiplicado por um fator de sensibilidade (geralmente entre 2 ou 3 para análises do sinal eletromiográfico). Somente quando o sinal excede o valor do limite definido considera-se que houve contração (KONRAD, 2005).

3.4.3.2 Análise no domínio de frequências

Alternativamente, pode-se representar a informação do sinal do EMG no domínio de frequências, evidenciando o conteúdo das frequências do sinal. Para isso, normalmente se faz necessário determinar o espectro de frequências através da transformada de Fourier (ENOKA, 2000; HERMENS *et al.*, 2000).

3.4.3.2.1 Transformada Rápida de Fourier e Densidade Espectral de Energia

Na análise de frequências, geralmente é obtido o espectro de frequências através da transformada rápida de fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT), que transforma o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência, possibilitando observar e analisar as frequências com maior distribuição no sinal. A FFT é apresentada graficamente como espectro de potência ou densidade espectral de energia (*Power Spectral Density* - PSD), que descreve a energia (ou potência) presente no sinal em função da frequência (Figura 6). (LUCA, 1997; KONRAD, 2005).

O PSD pode ser usado para determinar as frequências médias e medianas e o comprimento de banda do sinal do EMG (LUCA, 1997). Para sinais eletromiográficos de superfície, as frequências do espectro apresentam uma média de aproximadamente 120 Hz e uma mediana em torno de 100 Hz (ROBERTSON *et al.*, 2004).

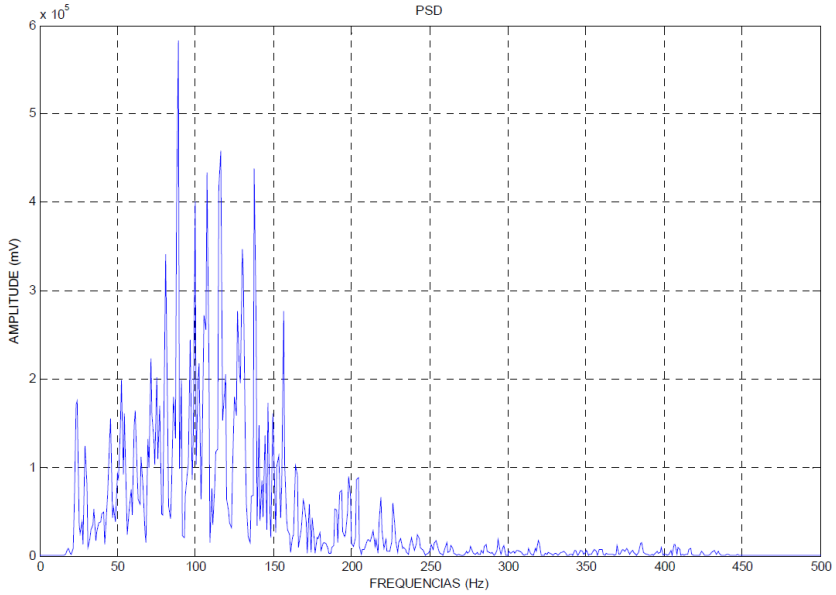

Figura 6 – Gráfico representativo do PSD de um sinal eletromiográfico de superfície. Fonte: MARCHETTI; DUARTE, 2006.

4. METODOLOGIA

4.1. DESIGN DO ESTUDO

Este estudo foi conduzido no Centro de Educação e Pesquisa em Saúde Anita Garibaldi (CEPS), e no Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra (IIN-ELS), ambos do Instituto Santos Dumont (ISD), localizados em Macaíba, Rio Grande do Norte, Brasil. O estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE - 55888516.9.0000.5292).

4.2. ESPECIFICAÇÕES DO EQUIPAMENTO

Foi utilizado o equipamento *TRIGNO™ Wireless System* (Figura 7), da marca *Delsys®* (Boston, EUA), para registro dos sinais eletromiográficos de superfície. Este equipamento contém um total de 16 sensores feitos de policarbonato, com dimensão de 27 mm x 37 mm x 15 mm. Os eletrodos presentes nos sensores para captação do sinal do EMG são bipolares e ativos, com tamanho de 5 mm x 1 mm, distância inter-eletrodos de 10 mm e compostos por prata pura (99,9%). O equipamento funciona em conjunto com os softwares *EMGworks Acquisition* e *EMGworks Analysis*.

Figura 7 – Equipamento *TRIGNO™ Wireless System*. Fonte: Delsys®, 2010.

4.3. PARTICIPANTES

O estudo foi realizado com 11 participantes com LM completa crônica de nível torácico e 7 participantes saudáveis, caracterizados de acordo com a Tabela 1.

Os critérios de inclusão adotados foram: a capacidade de manter a posição sentada sem apoio de maneira independente; ausência de complicações (por exemplo, úlceras de pressão e contraturas); ausência de comorbidades (como doenças cardiorrespiratórias,

osteoporose grave, distúrbios neuropsiquiátricos não tratados, diabetes não tratada); ausência de marca-passos cardíacos ou neurais; não utilização de álcool ou outras drogas nas últimas 24 horas; e ausência de comprometimento cognitivo. O critério de exclusão foi a instabilidade hemodinâmica clínica.

Tabela 1 – Caracterização dos participantes.

Participantes	Sexo	Idade	Anos desde a lesão	ASIA	Nível da lesão	Causa da lesão	Pratica atividade física regular	Realiza terapia física regular
Participantes com LM								
Participante 1	M	44	5	A	T11-T12	Queda	Não	Sim
Participante 2	M	22	1	A	T9-T10	Arma de fogo	Não	Sim
Participante 3	M	26	1	A	T5-T6	Acidente automobilístico	Não	Sim
Participante 4	M	41	15	A	T4-T5	Queda	Não	Não
Participante 5	F	30	5	A	T10-T11	Arma de fogo	Não	Sim
Participante 6	M	32	20	A	T6-T4	Acidente automobilístico	Sim	Sim
Participante 7	M	39	2,5	A	T8	Arma de fogo	Não	Sim
Participante 8	M	26	4,75	A	T12	Arma de fogo	Sim	Sim
Participante 9	M	35	3,42	A	T1	Acidente automobilístico	Não	Sim
Participante 10	M	43	8,25	A	T4	Arma de fogo	Não	Não
Participante 11	M	26	0,75	A	T8-T9	Arma de fogo	Não	Sim
Média (± DP)		33,091 (± 7,765)						
Participantes saudáveis								
Participante 12	M	26	-	-	-	-	Não	-
Participante 13	M	24	-	-	-	-	Não	-
Participante 14	M	23	-	-	-	-	Sim	-
Participante 15	M	30	-	-	-	-	Não	-
Participante 16	M	37	-	-	-	-	Sim	-
Participante 17	F	34	-	-	-	-	Sim	-
Participante 18	M	36	-	-	-	-	Sim	-
Média (± DP)		30 (± 5,802)						

4.4. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O CP foi avaliado especificamente na posição sentada utilizando o equipamento *TRIGNO*^{TM} *Wireless System* previamente descrito. Inicialmente, objetivando a redução da impedância da pele dos participantes, foi realizada a retirada do pelo (tricotomia) e limpeza com álcool na região de colocação dos sensores. Os sensores foram fixados na pele com adesivo dupla face descartável próprio do equipamento, posicionados em paralelo às fibras musculares e seus eletrodos perpendiculares às fibras, o mais próximo do ventre muscular e distante das bordas.

A aplicação de todos os sensores seguiu as recomendações do SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) e foi baseada em referências da literatura (O'SULLIVAN *et al.*, 2006). No entanto, foram realizados testes para definir o local mais adequado para registrar o sinal desejado nos músculos: iliocostal lombar (ICL), iliocostal torácico (ICT), trapézio inferior (TI) e trapézio superior (TS). Em cada músculo foi posicionado um sensor em cada lado do corpo, esquerdo (E) e direito (D) (Figura 8).

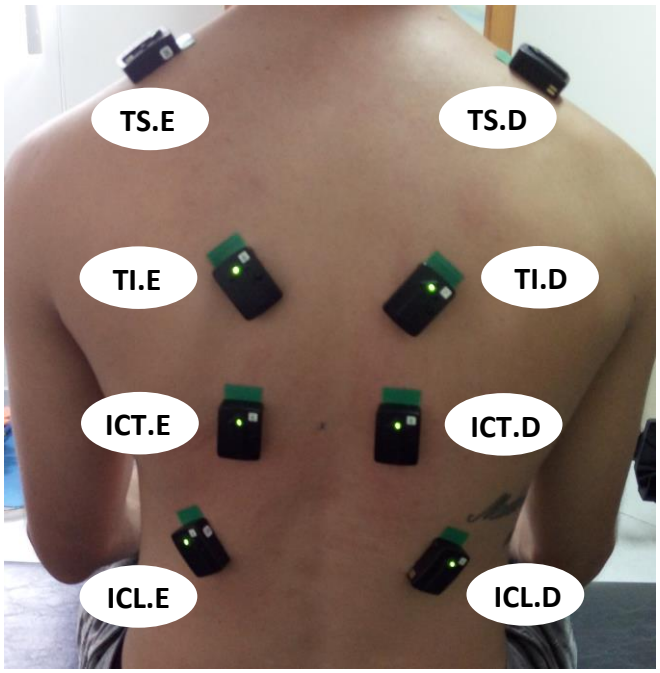

Figura 8 – Posicionamento dos sensores nos músculos: iliocostal lombar direito (ICL.D); iliocostal lombar esquerdo (ICL.E); iliocostal torácico direito (ICT.D); iliocostal torácico esquerdo (ICT.E); trapézio inferior direito (TI.D); trapézio inferior esquerdo (TI.E); trapézio superior direito (TS.D); trapézio superior esquerdo (TS.E). Fonte: Autor.

Após o posicionamento dos sensores, instruções para avaliação do CP em postura sentada foram realizadas. Os participantes foram instruídos a permanecer na posição sentada na borda do tablado, sem apoio nas costas, com os pés apoiados no chão

(quadril e joelhos fletidos a 90°). O pesquisador responsável pela tarefa executou o comando verbal solicitando a manutenção da melhor postura possível para o participante, sem o apoio dos MMSS (braços levantados).

A tarefa foi registrada com a inclusão de 5 segundos de atividade basal com o apoio dos MMSS, seguida da tentativa única de manutenção da postura com os braços levantados por 25 segundos, totalizando 30 segundos de registro do sinal do EMG.

4.5. AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Os sinais do EMG foram coletados utilizando 8 sensores do equipamento apresentado anteriormente, que oferece uma frequência de amostragem de aproximadamente 1925 Hz para os 6 primeiros sensores e 1111 Hz para os 2 últimos sensores. O sistema do equipamento proporciona a reconstrução simultânea dos sinais analógicos dos dados detectados por todos os sensores ativos, sendo amplificados por um fator de aproximadamente 1000.

Após a aquisição dos dados eletromiográficos de todos os participantes, esses foram exportados para o software *MATrix LABoratory* (MATLAB^{R}), onde foi desenvolvida uma rotina específica de processamento e análise dos sinais (Figura 9). Os participantes 6 e 10 apoiaram os MMSS durante a tarefa, por esse motivo o sinal destes participantes foram zerados nos momentos de apoio (observados através de vídeo), antes do processamento para que não fossem considerados na análise.

Os parâmetros do processamento do sinal do EMG foram baseados na literatura (MAGNANI *et al.*, 2017), sendo aplicado um filtro passa-banda (20 Hz a 500 Hz) de 4ª ordem do tipo *Butterworth*. Para análise do sinal, após o processamento este foi retificado utilizando o valor absoluto para rebatimento dos valores negativos. Em seguida, o envoltório linear foi obtido através da aplicação de um filtro passa-baixa (6 Hz) de 4ª ordem do tipo *Butterworth*.

Após o sinal passar pela sequência anteriormente descrita, foram calculados o RMS das contrações de cada músculo sobre o sinal retificado e o tempo total de contração de cada músculo sobre o envoltório linear. Para definir contração no sinal, foi calculado o desvio padrão e a média do envoltório linear do sinal coletado de 1 a 4 segundos do período basal. De acordo com a literatura (SODERBERG; KNUTSON, 2016), foi considerado contração todos os valores após o período basal (primeiros 5 segundos) que excederam o limiar determinado pela média acrescida de 2,5 vezes o valor do desvio padrão previamente calculados.

Para visualização, a amplitude do envoltório linear de cada sinal foi normalizada a partir do valor máximo apresentado, de modo que o valor máximo do envoltório do sinal recebeu o valor 1 e o valor mínimo recebeu zero.

O RMS móvel do sinal de cada músculo também foi determinado, possibilitando observar as alterações na amplitude do sinal ao longo do tempo. Para isso, foi determinada uma janela de tempo de 100 ms em que o RMS foi sendo calculado ao longo do sinal retificado.

A fim de converter os dados do domínio do tempo para o domínio de frequências e, assim, observar as frequências com maior predominância no sinal, foi realizada a FFT, apresentada graficamente através do PSD do sinal registrado.

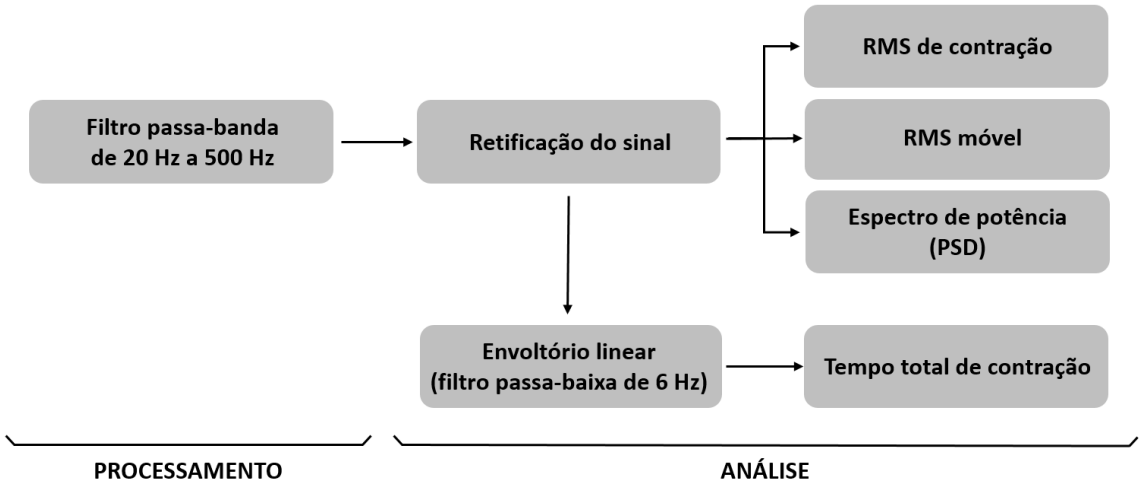

Figura 9 – Fluxograma das etapas de processamento e análise realizadas sobre o sinal eletromiográfico coletado. Fonte: Autor.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os métodos utilizados para processamento e análise dos dados permitiram a observação da ativação muscular nos músculos do tronco analisados, tanto nos participantes saudáveis como nos participantes com LM. Todos os sinais eletromiográficos coletados foram processados e analisados de acordo com a rotina elaborada no software MATLAB^{R} descrita anteriormente, seguindo os passos exemplificados na Figura 10 para obtenção do envoltório linear.

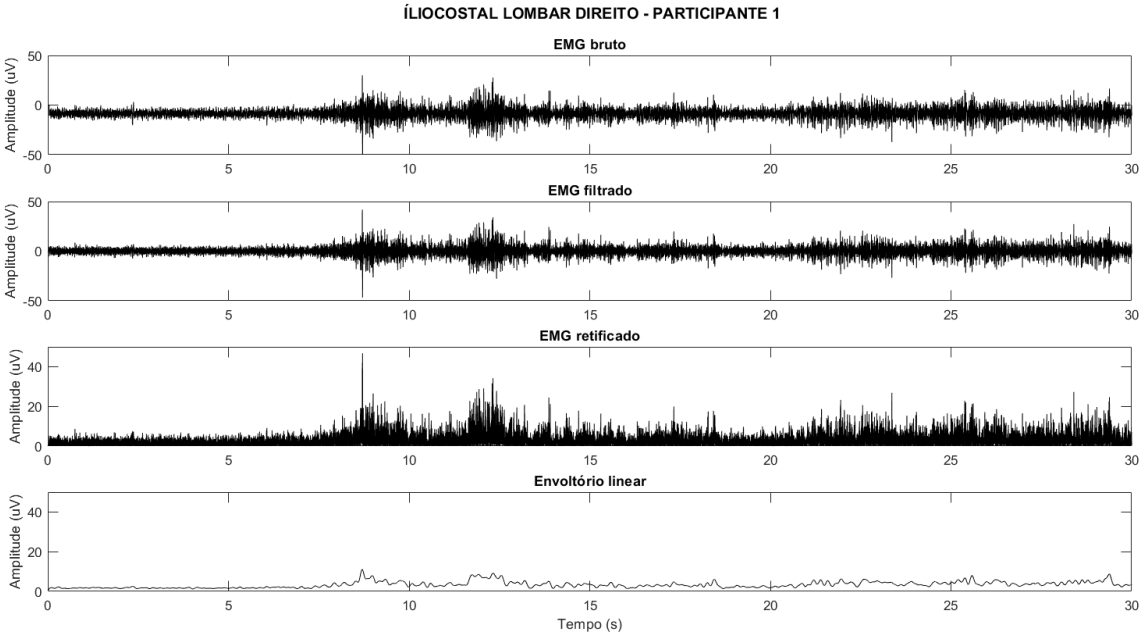

Figura 10 – Exemplo das etapas até a obtenção do envoltório linear sobre o sinal eletromiográfico do músculo ICL.D do participante 1. Na imagem encontra-se representado o sinal do EMG bruto, filtrado (20-500 Hz), retificado e o envoltório linear (6 Hz). Fonte: Autor.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos nas análises do envoltório linear, RMS móvel, RMS de contração, tempo total de contração e espectro de potência (PSD) nos sinais musculares dos participantes com LM e saudáveis.

5.1. ANÁLISE DO ENVOLTÓRIO LINEAR

Através do envoltório linear foi observado o comportamento dos sinais, percebendo as variações que ocorreram ao longa da coleta. Atentou-se para as variações ocorridas entre o período basal (primeiros 5 segundos) e o restante do sinal, pois a transição entre essas duas etapas representa o levantamento dos MMSS e início da tarefa de CP. Observou-se quais participantes apresentaram um aumento após os 5 primeiros segundos do sinal de cada um dos músculos, uma vez que tal aumento indica uma

intensificação da atividade muscular e, desse modo, contração. Da mesma forma, os sinais que apresentaram uma diminuição após 5 segundos indicam um relaxamento muscular. Por outro lado, com relação aos sinais que se mostraram constantes durante toda a coleta, sem mudanças significativas entre as etapas, não se pode afirmar se houve ou não contração, pois tal sinal poderia estar apresentando uma contração ou relaxamento durante toda a sua extensão.

Analisando o envoltório linear dos sinais eletromiográficos dos participantes com LM, percebe-se que em relação aos músculos ICL.D e ICL.E, 10 dos 11 participantes apresentaram um aumento perceptível após o período basal, logo 10 participantes contraíram este grupo muscular durante a tarefa. Com relação aos músculos ICT.D, ICT.E, TI.D e TI.E, podemos afirmar que 9 participantes apresentaram contração durante a tarefa. Já em relação aos músculos TS.D e TS.E, 8 e 7 participantes contraíram, respectivamente (Figuras 11 e 12).

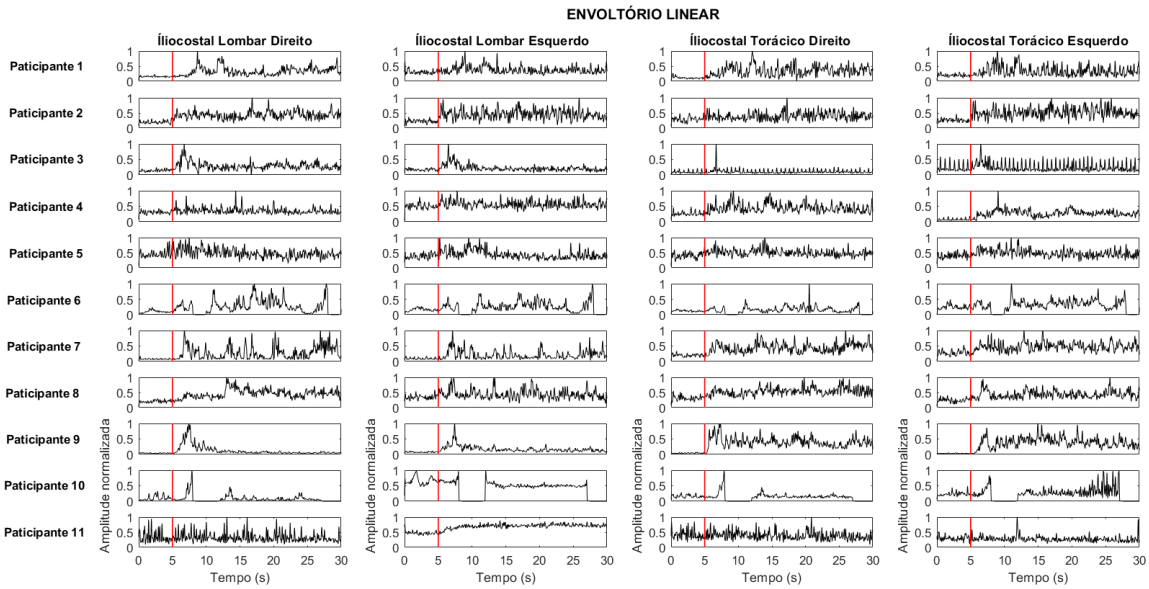

Figura 11 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes com LM. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

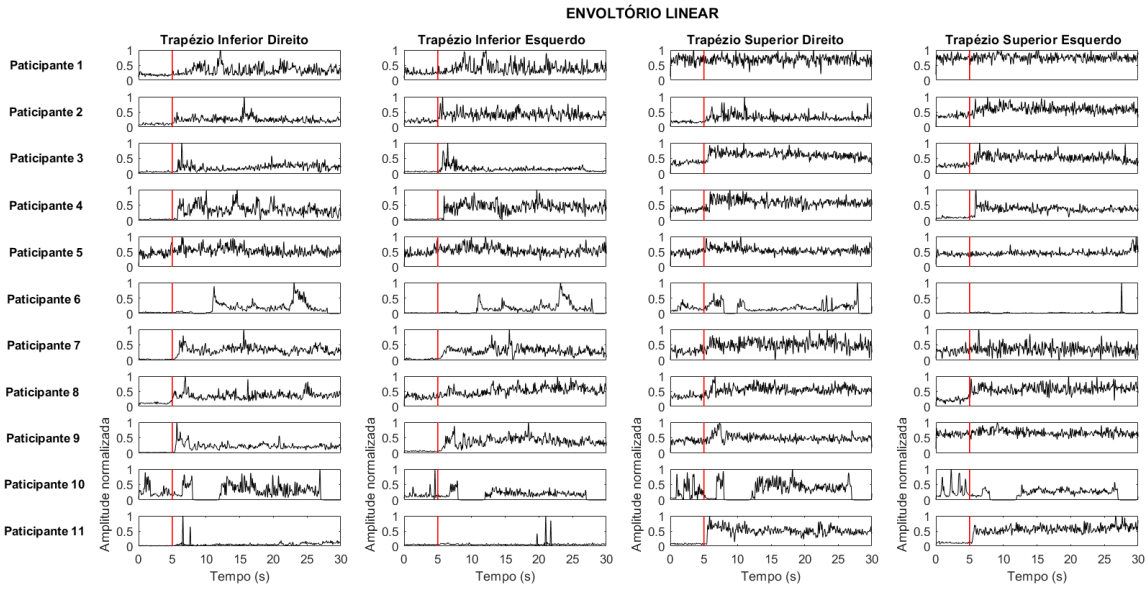

Figura 12 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes com LM. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

Observando o envoltório linear do grupo saudável, 3 participantes dos 7 apresentaram contração no músculo ICL.D. Em relação ao ICL.E, nenhum participante apresentou um aumento no sinal durante a tarefa em comparação com o período basal, com 3 deles apresentando uma diminuição e, desse modo, relaxamento desse músculo. Similarmente, 2 participantes apresentaram relaxamento do músculo ICT.D e 3 participantes apresentaram contração do mesmo músculo. Já em relação ao ICT.E, 6 dos participantes apresentaram contração. Todos os participantes apresentaram contração no TI.D e apenas um não apresentou contração no TI.E. Por fim, sobre o TS.D e TS.E, 6 e 5 participantes contraíram, respectivamente (Figuras 13 e 14).

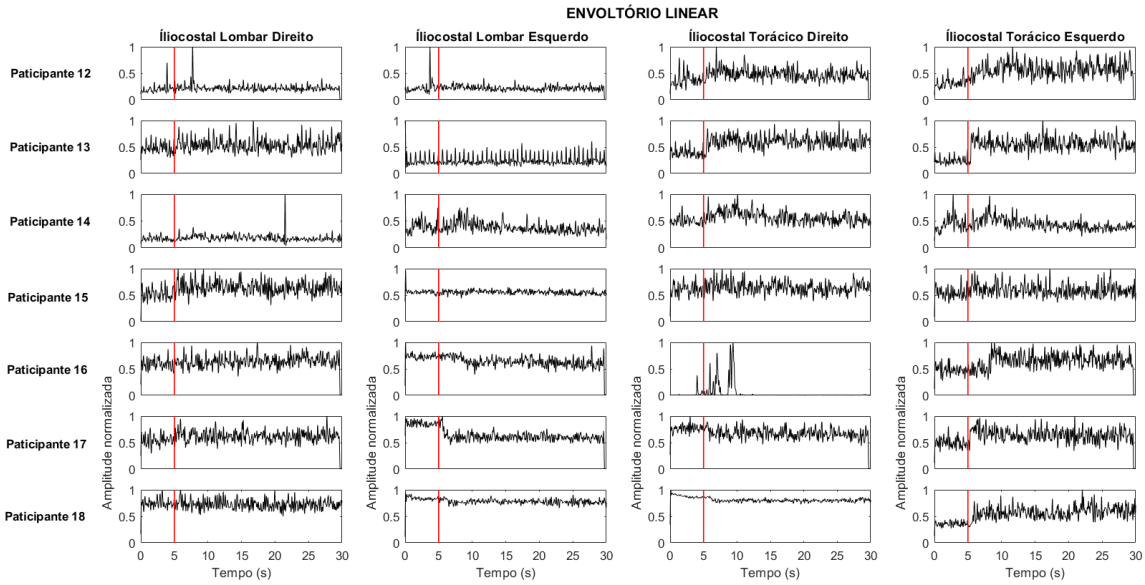

Figura 13 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes saudáveis. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

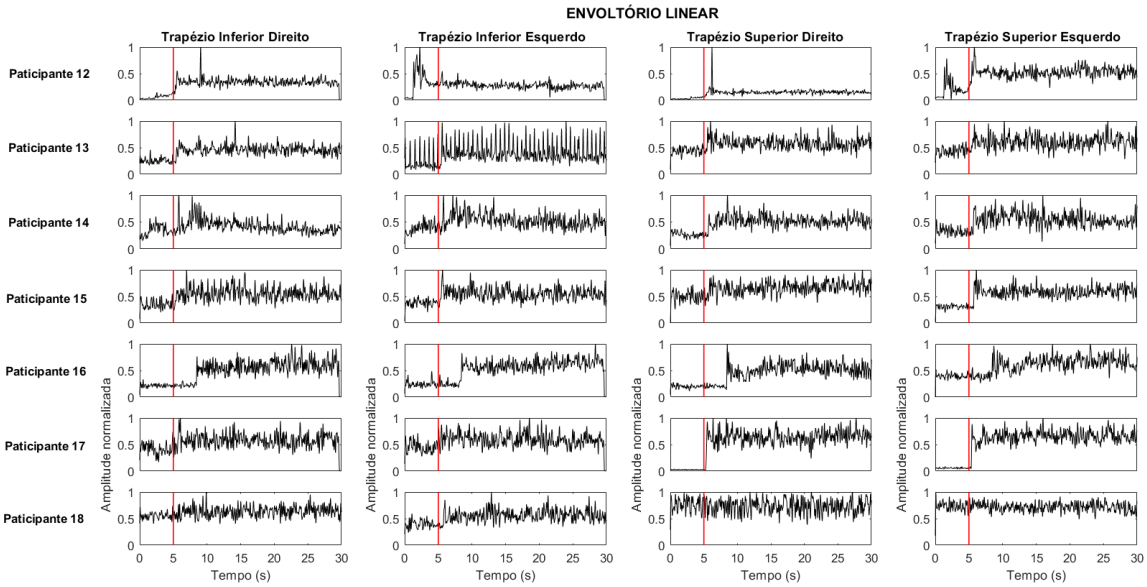

Figura 14 – Envoltório linear normalizado do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes saudáveis. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

5.2. ANÁLISE DO RMS MÓVEL

Na análise do RMS móvel, foi observada a amplitude do RMS ao longo do sinal, uma vez que tal amplitude reflete a ativação das fibras musculares. Desse modo, com relação aos participantes com LM, observando o RMS móvel dos sinais que apresentaram uma variação perceptível entre o período basal e o restante do sinal (identificados na análise anterior do envoltório linear), foi identificado que todos os músculos analisados apresentaram participantes cujo RMS móvel excedeu 5 μV de

amplitude. Além disso, nos músculos TI.D, TI.E e TS.D, alguns dos RMS móveis excederam 10 µV de amplitude (Figuras 15 e 16).

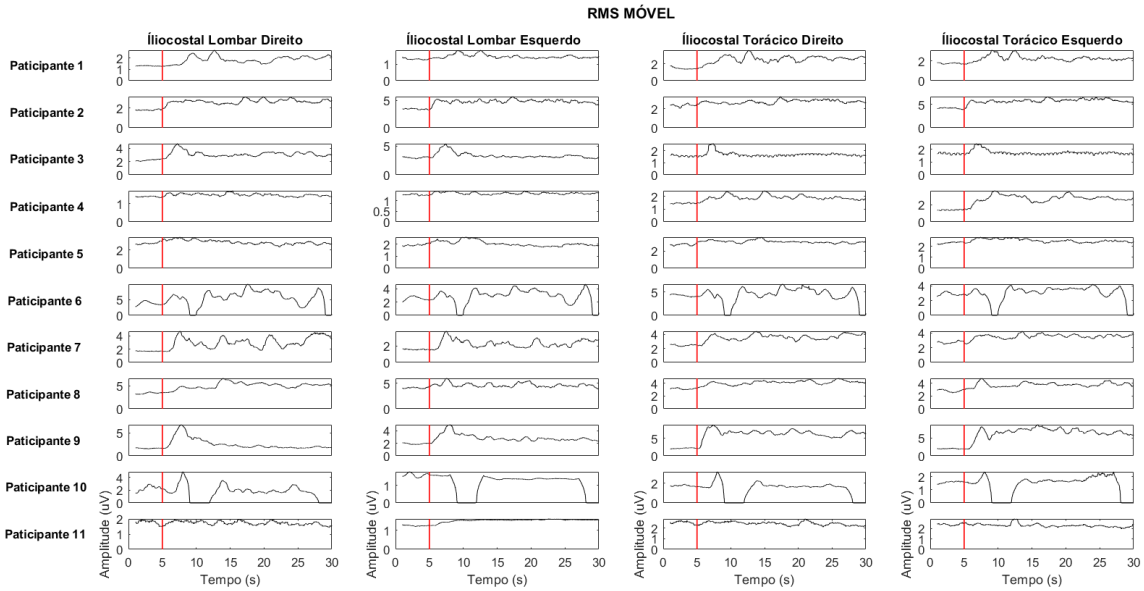

Figura 15 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes com LM. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

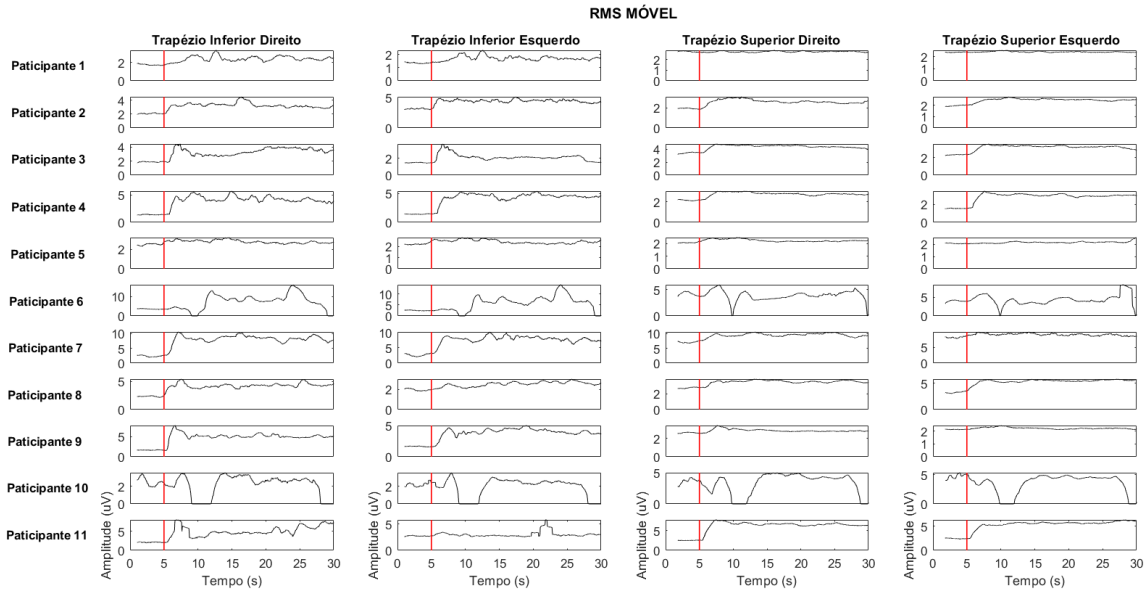

Figura 16 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes com LM. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

Em relação aos participantes saudáveis, dos sinais identificados na análise do envoltório linear, poucos apresentaram RMS móvel cuja amplitude excedeu 5 µV, com apenas os músculos TI.D, TS.D e TS.E com participantes que mostraram uma amplitude acima desse valor. Além disso, os músculos ICL.D, ICL.E e ICT.D apresentaram poucos participantes em que a amplitude do RMS móvel excedeu 2 µV (Figuras 17 e 18).

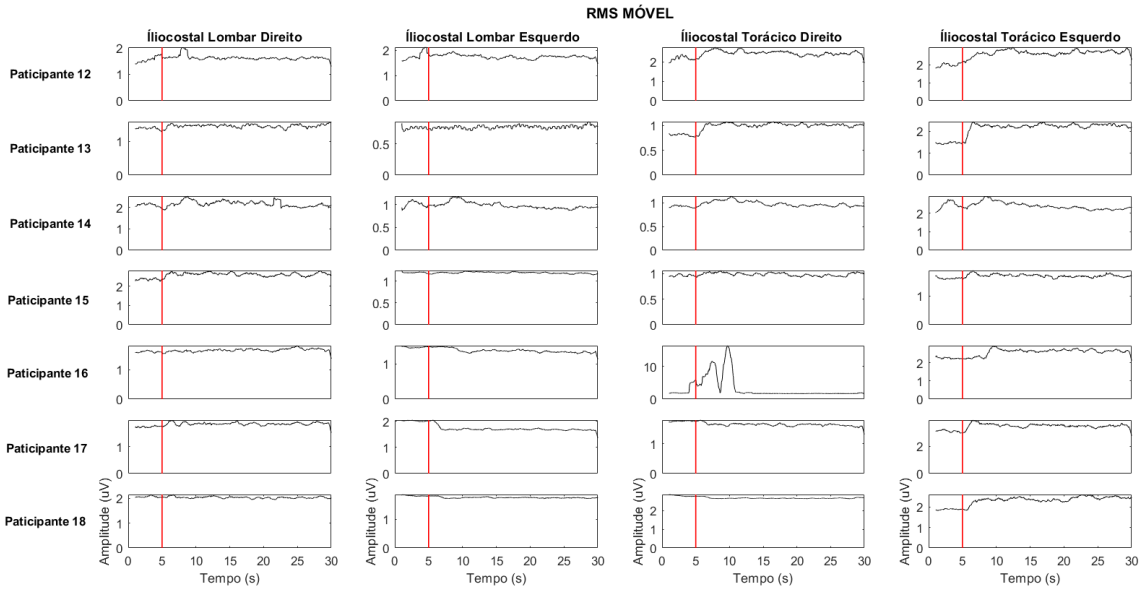

Figura 17 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos ICL.D, ICL.E, ICT.D e ICT.E dos participantes saudáveis. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

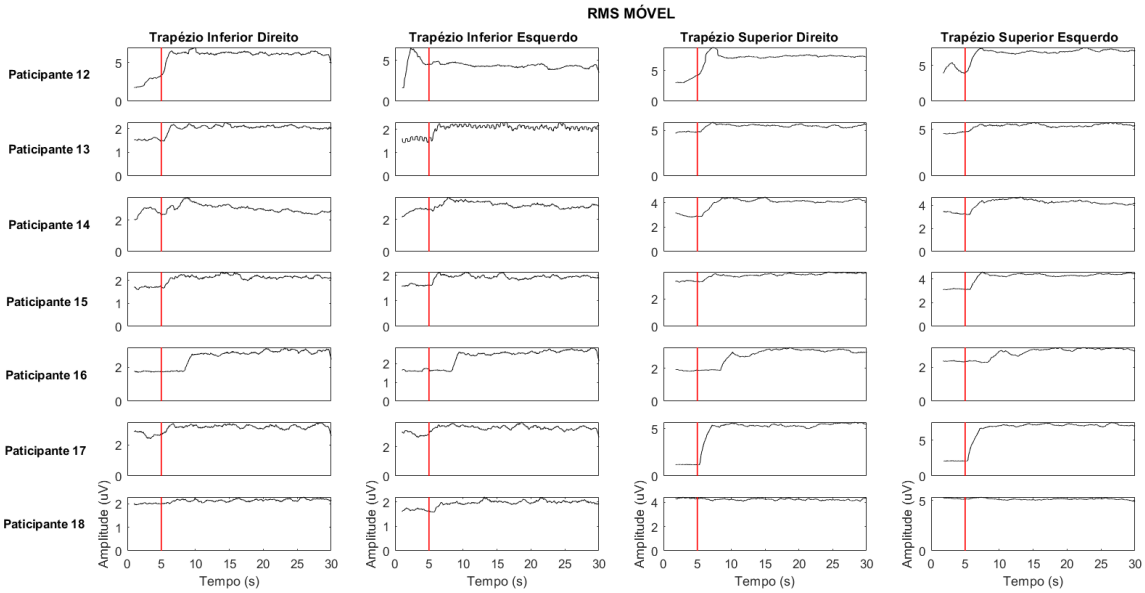

Figura 18 – RMS móvel do sinal eletromiográfico dos músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E dos participantes saudáveis. A linha vermelha em 5 s marca o fim do período basal no sinal. Fonte: Autor.

5.3. ANÁLISE DO RMS DE CONTRAÇÃO

Foi calculado o RMS dos valores do sinal do EMG retificado que ultrapassaram o limiar de contração definido como descrito anteriormente. Em outras palavras, foi calculado o RMS das contrações presentes no sinal de cada um dos músculos de todos os participantes. A partir dos valores obtidos foi realizada uma média dos participantes de cada grupo a fim de se obter um valor médio de RMS de contração dos músculos dos participantes com LM e saudáveis. No entanto, como explicado na análise do envoltório

linear, nos sinais que não apresentam uma variação perceptível entre o período basal e o restante do sinal não se pode afirmar que ocorreu contração ou relaxamento; desse modo, somente os sinais que apresentaram uma variação identificada foram considerados na média do RMS realizada.

De modo geral, os participantes com LM obtiveram média de RMS de contração superior aos participantes saudáveis para todos os músculos analisados. Nos participantes com LM, os músculos TI.D, TI.E, TS.D e TS.E obtiveram as maiores médias, mas os demais músculos também apresentaram valores elevados. Com relação aos participantes saudáveis, os músculos TS.D e TS.E obtiveram as maiores médias, com valores bem próximos aos obtidos pelo outro grupo de participantes; no entanto, os demais músculos apresentaram valores médios baixos em comparação aos apresentados pelos participantes com LM (Figura 19).

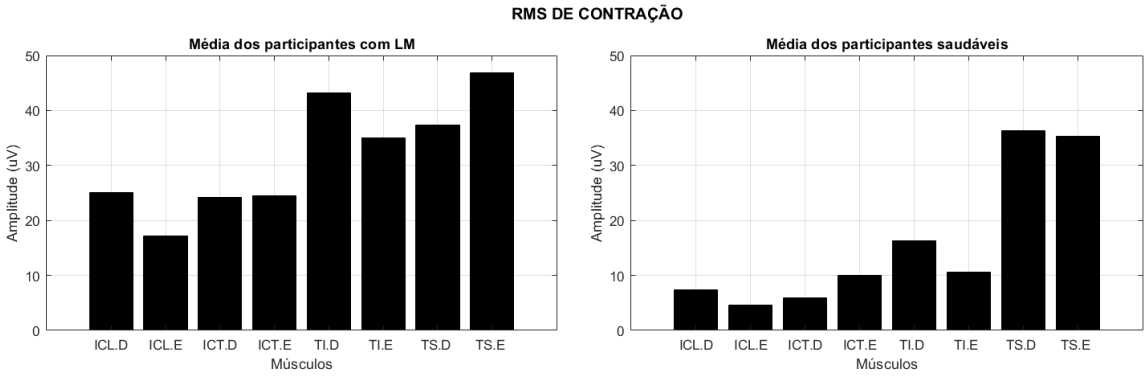

Figura 19 – Média do RMS de contração para cada um dos músculos analisados dos participantes com LM e saudáveis. Fonte: Autor.

5.4. ANÁLISE DO TEMPO TOTAL DE CONTRAÇÃO

Do mesmo modo que foi calculado o RMS dos valores do sinal que ultrapassaram o limiar de contração, também foi determinado o tempo total de contração verificando o tempo que o envoltório linear passou acima do limiar especificado. Da mesma forma da análise anterior, esta análise foi realizada no sinal de cada um dos músculos de todos os participantes, calculando na sequência a média do tempo de contração dos músculos dos participantes de cada grupo - somente os sinais que apresentaram uma variação entre o período basal e o restante do sinal foram considerados na média.

Observando as médias do tempo total de contração dos participantes com LM, percebe-se que todos os músculos apresentaram um tempo de contração elevado, de ao menos metade do tempo total de 25 segundos da tarefa avaliada. Por outro lado, ao

observar as médias do tempo total de contração dos participantes saudáveis, os músculos ICL.D e ICT.D apresentaram um curto tempo de contração, juntamente com o músculo ICT.E que não apresentou contração em nenhum dos participantes. Em relação aos demais músculos analisados, os participantes saudáveis apresentaram um tempo total de contração maior, com destaque para os músculos TS.D e TS.E que foram os únicos que excederam o tempo apresentado pelos participantes com LM (Figura 20).

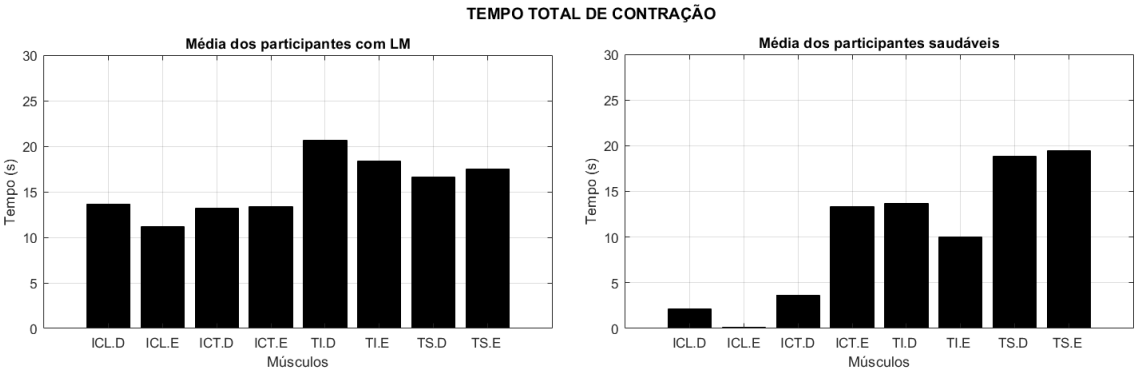

Figura 20 – Média do tempo total de contração para cada um dos músculos analisados dos participantes com LM e saudáveis. Fonte: Autor.

5.5. ANÁLISE DO ESPECTRO DE POTÊNCIA (PSD)

A análise do espectro de potência (PSD) possibilita a identificação no domínio da frequência de características dos sinais eletromiográficos coletados. Este processamento do sinal permitiu verificar, de modo geral, a predominância de frequências de 20 Hz a 200 Hz para todas as musculaturas analisadas, tanto nos participantes com LM como nos participantes saudáveis, como observado na Figura 21 para o músculo ICT.E.

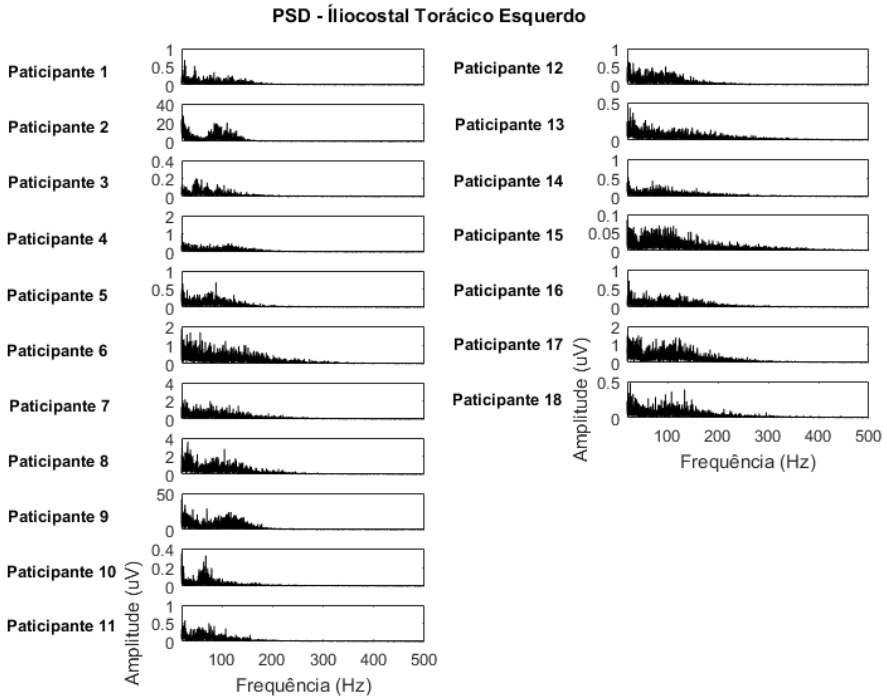

Figura 21 – PSD do sinal eletromiográfico do músculo ICT.E dos 18 participantes. Fonte: Autor.

5.6. DISCUSSÃO

A partir das análises realizadas de envoltório linear, RMS móvel, RMS de contração e tempo total de contração, pode-se verificar que, de modo geral, os participantes com LM contraíram mais todos os músculos observados que os participantes saudáveis. Esse resultado reflete, como esperado, a ineficiência dos participantes com LM em manter o CP, como verificado durante as coletas através da dificuldade desses participantes em realizar a tarefa avaliada e, dessa forma, requerem um maior recrutamento muscular. Por outro lado, os participantes saudáveis ativaram principalmente os músculos TI e TS, com destaque para o TS; já os músculos ICT e ICL foram pouco requeridos, com participantes inclusive apresentando relaxamento desses músculos durante a tarefa. Desse modo, a pouco ativação dos ICT e ICL pode representar a identificação de um melhor CP.

Tendo em vista que os participantes com LM ativaram consideravelmente todos os músculos, pode-se propor o desenvolvimento de estratégias terapêuticas que trabalhem musculaturas mais distais que as analisadas para melhora do CP desses participantes, reduzindo a sobrecarga sobre músculos centrais. Além disso, como foi possível observar nos participantes saudáveis que um melhor CP está associado à pouca ativação de determinados músculos, torna-se viável o desenvolvimento de ferramentas de avaliação do CP a partir da observação desses músculos.

Com relação à análise no domínio da frequência por meio do PSD, não foram encontradas diferenças perceptíveis entre os sinais dos dois grupos.

Os resultados obtidos estão de acordo com o observado na literatura. Como relatado por SEELEN *et al.* (1997), os pacientes com LM, devido à perda de ativação muscular abaixo do nível da lesão, utilizam novos padrões de ativação através do emprego de músculos intactos, a fim de se adaptar e manter o CP e a estabilidade durante atividades de rotina. MAGNANI *et al.* (2016) também observaram um padrão diferente de ativação muscular nos indivíduos com LM em comparação com os indivíduos não-lesionadas em tarefa semelhante à analisada neste estudo. Além disso, os estudos realizados por WANG; WANG (2010) e LIU *et al.* (2008), que examinaram a atividade eletromiográfica em músculos estáticos do tronco entre pessoas com e sem LM, também indicaram maiores níveis de atividade em pacientes com LM, sendo o maior efeito observado justamente na postura sentada.

6. CONCLUSÕES

A partir do trabalho realizado, pode-se concluir que a rotina de análise e processamento de sinal eletromiográfico desenvolvida se mostrou eficiente para visualização de características do sinal coletado, possibilitando a identificação de atividade muscular em todos os músculos analisados em ambos os grupos experimentais.

Através dos resultados obtidos, observou-se que os participantes com LM, de modo geral, demandaram uma ativação muscular maior que o grupo saudável para a realização da tarefa. Dessa forma, a fim de reduzir a sobrecarga nos participantes com LM sobre os músculos analisados, estratégias terapêuticas que trabalhem musculaturas mais distais podem ser desenvolvidas. Além disso, uma vez que foram identificados músculos pouco requeridos pelos participantes saudáveis durante a tarefa, pode-se desenvolver ferramentas de avaliação do CP através da observação desses músculos.

Como sugestões futuras que possibilitariam expandir as informações obtidas com o presente trabalho, pode-se apontar a coleta do sinal eletromiográfico em mais músculos do troco, a realização de mais de uma coleta de cada participante em diferentes tarefas de CP, como também a utilização de sensores inerciais como acelerômetro que adicionariam dados de atividade física aos dados de atividade muscular coletados na análise de CP.

7. REFERÊNCIAS

AFIFI, A.; BERGMAN, R. **Neuroanatomia Funcional: Texto e Atlas.** [S.l.]: Rocca, 2007.

AMADIO, A. C.; ÁVILA, A. O. V.; GUIMARÃES, A.; DAVID, A.; MOTA, C.; BORGES, D.; GUIMARÃES, F.; MENZEL, H.; CARMO, J.; LOSS, J. *et al.* Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (rede cenesp-met). **Revista Brasileira de Biomecânica,** v. 3, n. 1, p. 57-67, 2002.

BEAR M.F., C. B.; PARADISO, M. **Neuroscience: exploring the brain.** [S.l.]: Wolters Kluwer, 2016.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. **Acta Orthopaedica Scandinavica,** Taylor & Francis, v. 60, n. sup230, p. 1–54, 1989.

BJERKEFORS, A.; CARPENTER, M. G.; CRESSWELL, A. G.; THORSTENSSON, A. Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. **Journal of rehabilitation medicine,** Medical Journals Limited, v. 41, n. 5, p. 390–392, 2009.

BORTOLE, M.; FILHO, T. F. B. Desenvolvimento de um sensor hibrido para aplicacoes em robotica e fisioterapia. In: **X Simposio Brasileiro de Automacao Inteligente.** [S.l.: s.n.], 2011.

CAJAVILCA, C.; VARON, J.; STERNBACH, G. L. Luigi galvani and the foundations of electrophysiology. **Resuscitation,** Elsevier, v. 80, n. 2, p. 159–162, 2009.

CALAIS-GERMAIN, B.; CÂNDIDO, P. L.; PROSDÓCIMI, F. C. **Anatomia para o movimento: introdução à análise das técnicas corporais.** [S.l.]: Editora, 2002.

CHEN, C.-L.; YEUNG, K.-T.; BIH, L.-I.; WANG, C.-H.; CHEN, M.-I.; CHIEN, J.-C. The relationship between sitting stability and functional performance in patients with

paraplegia. **Archives of physical medicine and rehabilitation,** Elsevier, v. 84, n. 9, p. 1276–1281, 2003.

CHOLEWICKI, J.; IV, J. J. V. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. **Clinical biomechanics,** Elsevier, v. 17, n. 2, p. 99–105, 2002.

CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. The basics of surface electromyography. **Introduction to surface electromyography.** USA: Aspen Publishers, Inc, p. 1–8, 1998.

CREWE, N. M.; KRAUSE, J. S. Spinal cord injury. **Medical, psychosocial and vocational aspects of disability.** Athens: Elliott and Fitzpatrick, p. 289-304, 2009.

DEFINO, H. L. Trauma raquimedular. **Medicina (Ribeirao Preto. Online),** v. 32, n. 4, p. 388–400, 1999.

DELSYS. **Neuromuscular Research Center.** Boston University. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/papers>. Acesso em: 30 abr. 2018.

DE PALEVILLE, D. T.; MCKAY, W.; ASLAN, S.; FOLZ, R.; SAYENKO, D.; OVECHKIN, A. Locomotor step training with body weight support improves respiratory motor function in individuals with chronic spinal cord injury. **Respiratory physiology & neurobiology,** v. 189, n. 3, p. 491-497, 2013.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** São Paulo: Manole, 2000.

GAGNON, D.; NADEAU, S.; GRAVEL, D.; NOREAU, L.; LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. **Clinical biomechanics,** v. 18, n. 4, p. 319-331, 2003.

GAUTHIER, C.; GAGNON, D.; GRANGEON, M.; JACQUEMIN, G.; NADEAU, S.; MASANI, K.; POPOVIC, M. R. Comparison of multidirectional seated postural stability between individuals with spinal cord injury and able-bodied individuals.

Journal of rehabilitation medicine, Medical Journals Limited, v. 45, n. 1, p. 47–54, 2013.

GOMES, A. L. C. B.; GOMES, A. B. d. A.; SANTOS, H. H. d.; CLEMENTINO, A. Habilidades motoras de cadeirantes influenciadas pelo controle de tronco. **Motriz rev. educ. fís. (Impr.),** v. 19, n. 2, p. 278–287, 2013.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. **Journal of electromyography and Kinesiology,** Elsevier, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and ageing,** Br Geriatrics Soc, v. 35, n. suppl 2, p. ii7–ii11, 2006.

KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSELL, T.; SIEGELBAUM, S.; HUDSPETH, A. **Principles of Neural Science-5.** New York: McGraw-hill, 2013.

KONRAD, P. The abc of emg. **A practical introduction to kinesiological electromyography,** Noraxon, Scottsdale, v. 1, p. 30–35, 2005.

LIMA, L. M. de; MORAES, K. J. R. de; PERNAMBUCO, L. de A.; RÉGIS, R. M. F. L.; SILVA, H. J. da. **Eletromiografia de superfície do músculo masseter durante a mastigação: uma revisão sistemática.** SciELO Brasil, 2012.

LIU, Y.; LI, J.; HUA, G. A comparative study of electromyographic activities during four activities of daily living between normal subjects and patients with C5 and C6 quadriplegia. **Chinese Journal of Rehabilitation Medicine,** v. 23, n. 4, p. 317-319, 2008.

LOUIS, N.; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. **Clinical Biomechanics,** v. 25, n. 9, p. 879-885, 2010.

LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics,** v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.

MAGNANI, P. E.; CLIQUET JUNIOR, A.; ABREU, D. C. Postural control assessment in physically active and sedentary individuals with paraplegia. **Acta ortopedica brasileira,** v. 25, n. 4, p. 147-150, 2017.

MAGNANI, P. E.; MARQUES, N. R.; CLIQUET, A. J. R.; DE ABREU, D. C. C. Adapted sport effect on postural control after spinal cord injury. **Spinal Cord,** v. 54, n. 12, p. 1188-1196, 2016.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em eletromiografia. **Laboratório de Biofísica,** Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.

MASSION, J. Postural control system. **Current opinion in neurobiology,** v. 4, n. 6, p. 877-887, 1994.

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

MELO, R. D.; LEMOS, A.; MACKY, C. F.; RAPOSO, M. C.; FERRAZ, K. M. Postural control assessment in students with normal hearing and sensorineural hearing loss. **Brazilian journal of otorhinolaryngology,** v. 81, n. 4, p. 431-438, 2015.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A. **Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation.** In: MORITANI, T.; STEGEMAN, D.; MERLETTI, R. Canada: IEEE PRESS, 2004.

MILOSEVIC, M.; GAGNON, D. H.; GOURDOU, P.; NAKAZAWA, K. Postural regulatory strategies during quiet sitting are affected in individuals with thoracic spinal cord injury. **Gait & posture,** v. 58, p. 446-452, 2017.

MILOSEVIC, M.; MASANI, K.; KUIPERS, M. J.; RAHOUNI, H.; VERRIER, M. C.; MCCONVILLE, K. M.; *et al*. Trunk control impairment is responsible for postural instability during quiet sitting in individuals with cervical spinal cord injury. **Clinical Biomechanics,** v. 30, n. 5, p. 507-512, 2015.

NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER. **Annual report for the model spinal cord injury care systems.** Birmingham, AL: National Spinal Cord Injury Statistical Center, 2005.

ORGANIZATION, W. H.; SOCIETY, I. S. C. **International perspectives on spinal cord injury.** [S.l.]: World Health Organization, 2013.

O'SULLIVAN, P. B.; DANKAERTS, W.; BURNETT, A. F.; FARRELL, G. T.; JEFFORD, E.; NAYLOR, C. S.; *et al*. Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. **Spine,** v. 31, n. 19, p. 707-712, 2006.

PASTRE, C.; LOBO, A.; OBERG, T.; PITHON, K.; YONEYAMA, S.; LIMA, N. Validation of the brazilian version in portuguese of the thoracic-lumbar control scale for spinal cord injury. **Spinal cord,** Nature Publishing Group, v. 49, n. 12, p. 1198-1202, 2011.

PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. B. **Terapia Ocupacional-Capacidades Práticas para as Disfunções Físicas.** [S.l.]: Editora Roca, 2005.

PURVES, D.; AUGUSTINE, G. J.; FITZPATRICK, D.; HALL, W. C.; LAMANTIA, A.-S.; MCNAMARA, J. O.; WHITE, L. E. **Neurociências-4.** [S.l.]: Artmed Editora, 2010.

ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research methods in biomechanics.** United States: Human Kinetics, 2004.

SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SCHUMACHER, U.; ARAUJO, C. L. C. de; NARCISO, M. S.; HENNEMANN, T. L. de A.; OELEMANN, W. M. R. **Prometheus atlas de anatomia: anatomia geral e aparelho locomotor.** [S.l.: s.n.], 2006.

SEELEN, H.; JANSSEN-POTTEN, Y.; ADAM, J. Motor preparation in postural control in seated spinal cord injured people. **Ergonomics,** Taylor & Francis, v. 44, n. 4, p. 457–472, 2001.

SEELEN, H.; POTTEN, Y.; HUSON, A.; SPAANS, F.; REULEN, J. Impaired balance control in paraplegic subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** Elsevier, v. 7, n. 2, p. 149–160, 1997.

SHERWOOD, A. M.; MCKAY, W. B.; DIMITRIJEVIC, M. R. Surface EMG. **Muscle & Nerve,** v. 19, p. 966-979, 1996.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor Control: Translating Research into Clinical Practice.** In: SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. China: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H.; GIANINI, M. de L. **Controle motor: teoria e aplicações práticas.** [S.l.]: Manole, 2003.

SMITH, L. K. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom.** [S.l.]: Manole, 1997.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical therapy,** v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

SPRIGLE, S.; SCHUCH, J. Z. Using seat contour measurements during seating evaluations of individuals with sci. **Assistive Technology,** Taylor & Francis, v. 5, n. 1, p. 24–35, 1993.

STEELE, C. **EMG Analysis Methods on Robotic Gait Machines.** In: TOMELLERI, C.; WALDNER, A.; HESSE, S. Croatia: InTech, 2012.

TEIXEIRA, É. **Terapia ocupacional na reabilitação física.** [S.l.]: Editora Roca, 2003.

WANG, Y.; WANG, C. **A study on the characteristics of surface electronic signals of some trunk muscles in SCI patients with hold static sitting balance.** Guangdong: Sun Yat-Sen University, 2010.

WANG, Y. J.; LI, J. J.; ZHOU, H. J.; LIU, G. L.; ZHENG, Y.; WEI, B.; *et al.* Surface electromyography as a measure of trunk muscle activity in patients with spinal cord injury: a meta-analytic review. **The journal of spinal cord medicine,** v. 39, n. 1, p. 15-23, 2016.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement-2.** Toronto: Wiley Interscience. 1990.

YOUNG, W. **Spinal cord injury levels and classification.** [S.l.: s.n.], 2006.