



MESTRADO EM ENGENHARIA DE SEGURANÇA E HIGIENE OCUPACIONAIS

Dissertação apresentada para obtenção do grau de Mestre
Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacionais
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

AVALIAÇÃO DA FADIGA NEUROMUSCULAR NUM CIRURGIÃO DO BLOCO OPERATÓRIO DE CIRURGIA CÁRDIORÁDICA

Ana Patrícia Pereira Mendes Cardoso

Orientador: Professor Doutor Mário Augusto Pires Vaz (Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)

Coorientador: Professora Maria Eugénia Ribeiro de Castro Pinho (Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)

Arguente: Professora Doutora Carolina Júlia Félix Vila-Chã (Instituto Politécnico da Guarda)

Presidente do Júri: Professor Doutor João Manuel Abreu dos Santos Baptista (Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)

2014



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Rua Dr. Roberto Frias, s/n 4200-465 Porto PORTUGAL

VoIP/SIP: feup@fe.up.pt

ISN: 3599*654



Telephone: +351 22 508 14 00



Fax: +351 22 508 14 40



URL: <http://www.fe.up.pt>



Correio Eletrónico: feup@fe.up.pt

AGRADECIMENTOS

A concretização desta dissertação é um marco importante na minha vida académica. Desta fizeram parte várias pessoas que não posso deixar de realçar e às quais eu tenho de agradecer:

Ao Professor Mário Augusto Pires Vaz por me ter dado a possibilidade de realizar esta dissertação, pela partilha dos seus importantes saberes e pela sua orientação científica.

Aos meus pais e avó por terem sido os propulsores de toda a minha formação académica e pessoal, presentes em todos os momentos da minha vida.

À Professora Maria Eugénia Pinho pela sua prestabilidade e pela revisão técnica realizada.

À Professora Carolina Vila-Chã pelo constante apoio, orientação, esclarecimentos e dedicação demonstrados, em todos os momentos, sem exceção.

À Enfermeira Olinda e a toda a sua equipa do Hospital de São João pela disponibilidade, simpatia, auxílio e, fundamentalmente, pela constante prestabilidade em participar e apoiar a realização deste estudo.

Ao Professor João Santos Baptista e ao Professor Filipe Conceição pelo apoio prestado em todas as fases da realização desta dissertação, essencialmente nas tomadas de decisões.

Ao António Barbosa, uma das pessoas mais importantes da minha vida, pelo apoio incondicional que me tem proporcionado em todas as fases, boas e menos boas, do meu percurso.

A todos os meus amigos que me têm vindo a acompanhar, no meu percurso pessoal e académico.

RESUMO

A presente dissertação tem como objetivo principal avaliar a fadiga neuromuscular em cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiorácica.

As condições de trabalho que os cirurgiões estão expostos constituem fatores de risco para a ocorrência de Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho, uma vez que estes adotam a posição em pé durante um extenso período de tempo, enquanto executam movimentos precisos com a mão. A avaliação e a detecção de fadiga neuromuscular poderá assim ser uma forma de prever e, potencialmente, prevenir a ocorrência de Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho.

A metodologia adotada nesta dissertação tem por base a eletromiografia de superfície de elevada resolução, tendo sido utilizada uma matriz de elétrodos monopolares localizada nas porções superior e média do músculo trapézio. Este protocolo foi aplicado a um cirurgião em duas cirurgias distintas, revascularização do miocárdio e substituição de válvula mitral, no período da manhã e no período da tarde, respetivamente. Estas cirurgias tiveram uma duração aproximada de 4 horas.

De forma a avaliar a fadiga neuromuscular foram calculados e representados graficamente, ao longo do tempo, os seguintes parâmetros eletromiográficos: amplitude (Averaged Rectified Value), coordenada do centro de gravidade da amplitude (G_y) e velocidade de condução. Foi, igualmente, analisada a distribuição topográfica da ativação muscular. Para a determinação destas variáveis desenvolveram-se rotinas específicas em MATLAB.

Através do trabalho realizado na presente dissertação, conclui-se que em cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiorácica a ativação muscular é reduzida e o centro de gravidade permanece na mesma zona do trapézio.

Palavras-chave: fadiga neuromuscular, lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho, eletromiografia de superfície, cirurgião.

ABSTRACT

The main objective of this dissertation is to evaluate the neuromuscular fatigue in cardiothoracic surgeons.

Cardiothoracic surgeons are exposed to work conditions that may lead to work-related musculoskeletal disorders since these workers are standing for a long time, while performing small and precise hand movements.

The evaluation and analysis of the neuromuscular fatigue may help to predict and even to prevent the development of work-related musculoskeletal disorders.

For this purpose, surface electromyographic signals were recorded with a grid of monopolar electrodes from the upper and middle trapezius muscle of one surgeon during two different surgeries, in the morning and afternoon. These surgeries were carried out for 4 hours.

To evaluate neuromuscular fatigue, consecutive values over time of Averaged Rectified Value, the y-coordinate of the centroid and the conduction velocity were estimated. The topographical electromyographic maps of amplitude spatial distribution were plotted and all these values were obtained with MATLAB scripts.

Throughout the work done during this dissertation, it can be concluded that muscular activity of cardiothoracic surgeon is small and the y-coordinate of the centroid is located in the same area over time.

Keywords: neuromuscular fatigue, work-related musculoskeletal disorders, surface electromyography, surgeon.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO.....	3
1.1	Problemática, justificação e finalidade do estudo	5
1.2	Estrutura da dissertação	6
2	ESTADO DA ARTE	7
2.1	Conhecimento Científico.....	7
2.1.1	Trabalho muscular.....	7
2.1.2	Traumatismos musculares	7
2.1.3	Postura corporal.....	8
2.1.4	Sistema neuromuscular	9
2.1.5	Fadiga neuromuscular	11
2.1.6	Cirurgiões e LMERT.....	12
2.1.7	Cirurgiões e fadiga neuromuscular	13
2.2	Enquadramento legal e normativo de Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho	14
2.3	Tecnologias Disponíveis.....	15
2.3.1	Eletromiografia.....	15
2.3.2	Mecanomiografia	30
2.3.3	Análise do lactato	31
2.3.4	Força.....	31
2.3.5	Ergógrafo de Mosso	31
2.3.6	Escala de Borg.....	32
3	OBJETIVOS, MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1	Objetivos da Dissertação	33
3.2	Metodologia Global de Abordagem	33
3.3	Materiais e Métodos	33
3.3.1	Revisão do local e atividade em estudo	33
3.3.2	Materiais.....	34
3.3.3	Caraterização do sujeito	34
3.3.4	Procedimento Experimental	35
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	39
4.1	Análise da amplitude do sinal eletromiográfico	39
4.2	Análise da posição do centróide	40
4.3	Análise da distribuição espacial da ativação muscular.....	40
4.4	Análise da velocidade de condução.....	42
4.5	Frequência mediana e velocidade de condução.....	43
5	CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS	45
5.1	Conclusões.....	45
5.2	Perspetivas Futuras	46

6 BIBLIOGRAFIA..... 47

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Problemas de saúde no trabalho na União Europeia em 1999 (European Agency for Safety and Health at Work, 2010) ¹	3
Figura 2 - Modelo concetual das possíveis causas e influências no aparecimento/desenvolvimento de LMERT (Adaptado por Serranheira, 2007).....	4
Figura 3 - Representação esquemática do sistema neuromuscular e transmissão do impulso nervoso (Moritani <i>et al.</i> , 2004).....	9
Figura 4 - Representação da geração e propagação do potencial de ação ao longo de uma fibra muscular (Moritani <i>et al.</i> , 2004).....	10
Figura 5 - Geração do potencial de ação e do sinal eletromiográfico produzidos por uma unidade motora constituída por 3 fibras musculares (Merletti <i>et al.</i> , 2001).....	15
Figura 6 - Sinal eletromiográfico obtido com EMG de superfície (De Luca, 2006).....	16
Figura 7 - a) Configuração monopolar. b) Configuração bipolar (De Luca, 2006).....	17
Figura 8 - Recolha do sinal eletromiográfico usando eléctrodos com diferenciação tripla, seguindo-se a filtragem e amplificação diferencial no amplificador para eliminação do ruído (De Luca <i>et al.</i> , 2006).....	17
Figura 9 - Diferentes configurações de eléctrodos. (a) Eléctrodo clássico (b) Eléctrodos em disposição linear (c) Eléctrodos em disposição matricial (Vila-Chã, 2011).....	18
Figura 10 - Configuração bipolar de eléctrodos de superfície e distância inter-eléctrodos (SENIAM, 1999) ⁶	18
Figura 11 - Decomposição do sinal resultante da EMG de superfície nos vários potenciais de ação pertencentes a cada unidade motora (De Luca <i>et al.</i> , 2006).....	20
Figura 12 - Sistema de EMG de superfície (OT Bioelettronica, 2014) ⁷	21
Figura 13 – Representação dos quatro principais tipos de filtro (Delsys, 2003) ⁸	23
Figura 14 - Diagrama de blocos representativo dos aspetos mais relevantes aquando do processo de aquisição do sinal eletromiográfico (Adaptado de De Luca, 2006).....	24
Figura 15 - Métodos RMS e integração para a determinação da amplitude de um sinal eletromiográfico ao longo do tempo (Marchetti <i>et al.</i> , 2006) ⁵	25
Figura 16 - Exemplo de um mapa da distribuição da atividade muscular do trapézio, indicação da zona de inervação e do centro de gravidade da amplitude em RMS (Madeleine <i>et al.</i> , 2006).....	26
Figura 17 - Modificação espectral no sinal eletromiográfico e evolução do índice de fadiga, representado pela frequência mediana (De Luca, 1997).....	30
Figura 18 - Sinais obtidos por EMG de superfície e por MMG na mesma zona do bíceps, durante uma contração isométrica (Tarata, 2003).....	31
Figura 19 - Uma das salas de operações do bloco operatório de cirurgia cardiorácica do Hospital de São João.....	34
Figura 20 - Localização da matriz na porção superior e média do trapézio direito (Falla <i>et al.</i> , 2008).....	35
Figura 21 - Representação esquemática da matriz de 64 eléctrodos monopolares com indicação dos eixos coordenados e da origem para a definição da posição de cada eléctrodo.....	36
Figura 22 - Amplitude do sinal eletromiográfico para as cirurgias que ocorreram no período da manhã e no período da tarde, respetivamente.....	39
Figura 23 - Evolução do centróide ao longo do tempo para os períodos da manhã e da tarde, respetivamente.....	40

Figura 24 - Mapas topográficos da ativação muscular para o período da manhã em determinados instantes de tempo.....	41
Figura 25 - Mapas topográficos da ativação muscular para o período da tarde em determinados instantes de tempo.....	41
Figura 26 - Evolução da velocidade de condução para os períodos da manhã e da tarde, respetivamente	42
Figura 27 - Equipamento utilizado para medição da FMV, desenvolvido pelo INEGI - UP	43

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Localização das dores no corpo provocadas por posturas inadequadas (Iida, 2010).....	8
Tabela 2 - Diretivas europeias relevantes para a prevenção de LMERT (Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho, 2007) ²	14
Tabela 3 - Fatores que influenciam os dados recolhidos durante a EMG de superfície (Adaptado de Farina <i>et al.</i> , 2004a).....	19
Tabela 4 - Escala de Borg modificada (Adaptado de Al-Mulla <i>et al.</i> , 2011).....	32

GLOSSÁRIO/SIGLAS/ABREVIATURAS

ARV – Averaged Rectified Value

EMG – Eletromiografia

f_c – Frequência de Corte

FMV – Força Máxima Voluntária

LMERT – Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho

MMG – Mecanomiografia

RMS – *Root Mean Square*

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

PARTE 1

1 INTRODUÇÃO

As Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho (LMERT) são, atualmente, um problema em crescimento, constituindo uma das principais causas de redução da produtividade dos trabalhadores e de absentismo ocupacional (European Agency for Safety and Health at Work, 2010)¹.

A grande prevalência e a severidade das LMERT estão associadas aos métodos atuais de organização de trabalho, os quais são caracterizados pela utilização de novas tecnologias e pela intensificação e fragmentação das atividades em tarefas menores e mais repetitivas. Nos países em desenvolvimento a prevalência de LMERT é agravada pelo crescimento intensivo das atividades económicas, em que subsistem condições de trabalho precárias, baixos salários e acompanhamento médico insuficiente (Comper *et al.*, 2012).

As LMERT são o principal problema de saúde ocupacional na União Europeia, tal como se constata no gráfico produzido pela Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho (Figura 1).

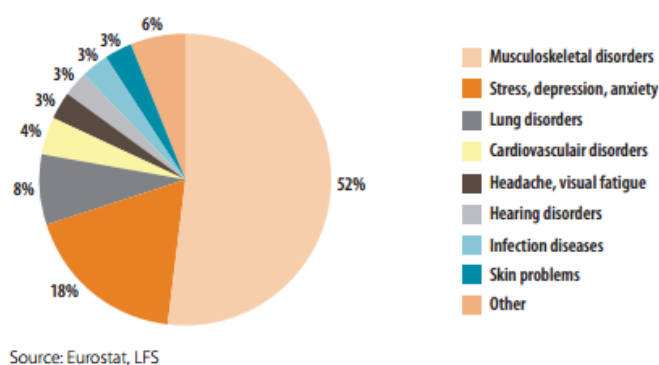


Figura 1 - Problemas de saúde no trabalho na União Europeia em 1999 (European Agency for Safety and Health at Work, 2010)¹

De um modo geral, as LMERT consistem em perturbações no sistema músculo-esquelético, de carácter inflamatório e degenerativo, que se manifestam em alterações ao nível dos músculos, nervos, ligamentos, tendões, articulações e cartilagens. Os membros superiores, o pescoço e a zona lombar são as áreas mais afetadas (Serranheira, 2007).

As LMERT podem ser de origem traumática aguda, tais como fraturas causadas por acidentes, ou de natureza cumulativa. Estas últimas resultam da exposição repetida a esforços, mais ou menos intensos, ao longo de um período de tempo prolongado e constituem a maior parte das LMERT registadas (Putz-Anderson, 1998).

As LMERT apresentam manifestações clínicas bastante variadas, as quais são, frequentemente, ignoradas pelos trabalhadores. Estas englobam sintomas tais como a dor e a fadiga localizadas, o desconforto, a parestesia, a sensação de peso, a sensação de perda objetiva de força muscular, edema e alodinia, podendo estes sintomas variar em função do quadro clínico existente e da intensidade e localização (Putz-Anderson, 1998).

A exposição continuada aos fatores de risco faz com que os sintomas, inicialmente intermitentes, se tornem, gradualmente, persistentes, devido ao desequilíbrio gerado entre as solicitações mecânicas e a capacidade de adaptação da zona do corpo atingida, prolongando-se, em grande

¹<https://osha.europa.eu/en/publications/reports/TERO09009ENC> (acedido em 14/03/2014)

parte dos casos, para além do tempo de trabalho e interferindo com a capacidade para o trabalho e com as atividades diárias (Putz-Anderson, 1998).

Estas lesões desenvolvem-se, geralmente, ao longo de um período no qual o tempo para a recuperação da fadiga não foi suficiente, excedendo-se a capacidade de regeneração dos tecidos, podendo provocar lesões permanentes (Serranheira, 2007).

Nos últimos anos, vários autores têm vindo a construir modelos relacionados com o desenvolvimento de LMERT, nomeadamente o *National Research Council (NRC)*, dos Estados Unidos da América, cujo modelo (Figura 2) destaca a importância de diversos fatores não relacionados exclusivamente com o trabalho tais como fatores psicossociais, equipamentos, ambiente e atividades extraprofissionais (Serranheira, 2007).

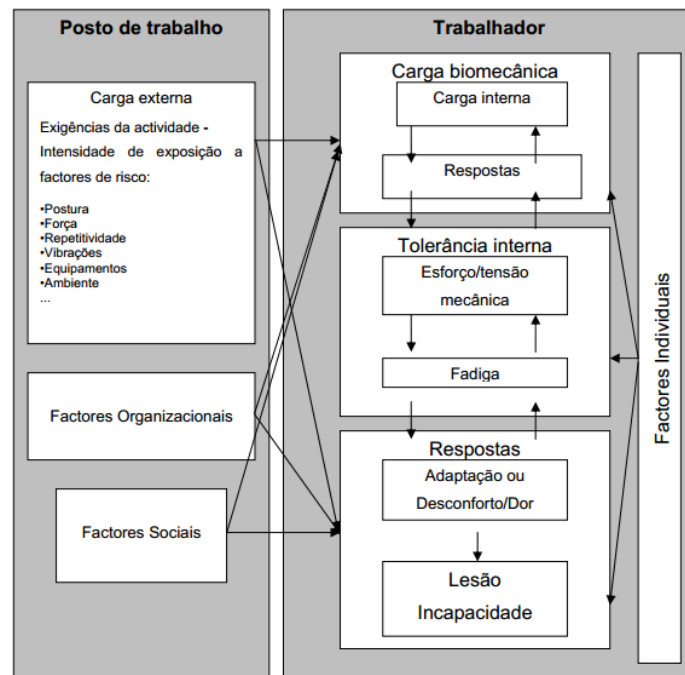


Figura 2 - Modelo conceitual das possíveis causas e influências no aparecimento/desenvolvimento de LMERT (Adaptado por Serranheira, 2007)

Em Ergonomia é possível distinguir dois tipos de trabalho: o trabalho estático e o trabalho dinâmico. O trabalho estático caracteriza-se por um estado de contração muscular prolongada, implicando, normalmente, uma manutenção de postura. Contudo, contrações musculares de curta duração no trabalho repetitivo também possuem uma grande carga de trabalho estático (Iida, 2010).

No trabalho dinâmico existe alternância entre uma exigência muscular maior e menor (por vezes quase nula), o que faz com que existam períodos de recuperação. Deste modo, independentemente da força aplicada, o trabalho mais exigente em termos músculo-esquelético é o trabalho estático, originando uma maior prevalência de LMERT. Este tipo de trabalho não é aconselhável por um longo período de tempo, devendo existir uma alternância de postura para que seja aliviada a circulação e a fadiga neuromuscular (Iida, 2010).

O sistema neuromuscular humano possui uma grande capacidade de adaptação. Aquando da realização de uma tarefa, ajusta-se às novas exigências funcionais, tais como a imobilização e a realização de atividades prolongadas ou intensas, e ao envelhecimento. Contudo, quando o músculo não tem a capacidade de gerar níveis elevados de força muscular ou de os manter no tempo, ocorre a fadiga neuromuscular. A sua acumulação origina uma progressiva diminuição da capacidade para o trabalho, com o aumento do risco de desconforto e dor, contribuindo,

igualmente, para o aumento da taxa de absentismo por doença, com a forte possibilidade de ocorrência de LMERT (Ascensão *et al.*, 2003).

1.1 Problemática, justificação e finalidade do estudo

As doenças ocupacionais surgem como condições de saúde adversas no ser humano, estando a sua ocorrência ou severidade relacionada com a exposição a fatores de risco no local de trabalho ou no exercício da profissão (Serranheira, 2007).

No âmbito da prevenção das LMERT existe a necessidade de definir soluções técnicas, tais como a reorganização dos postos de trabalho, o que inclui a rotação dos trabalhadores, a formação, a maior liberdade de ação e a intervenção ergonómica, com a adaptação do posto de trabalho ao trabalhador. Contudo, face à flexibilidade e incerteza que as organizações atravessam, ao facto dos riscos apresentarem flutuações consideráveis e à variabilidade individual dos trabalhadores, a gestão do risco de desenvolvimento de LMERT é dificultada (Serranheira, 2007).

Uma forma de prever a ocorrência de LMERT compreende a deteção de fadiga neuromuscular, já que esta consiste na resposta do indivíduo à sobrecarga de trabalho. Posto isto, quando detetada a sua acumulação devem ser implementadas medidas preventivas que impeçam o desenvolvimento de LMERT (Serranheira, 2007).

Muitos autores definem a fadiga neuromuscular como a incapacidade de manutenção da força e, conseqüentemente, a medição da força, da energia e do momento podem ser usados diretamente na sua avaliação. A medição destas variáveis em conjunto com a recolha de sinais eletromiográficos, durante a realização de uma tarefa, têm uma elevada utilidade na estimativa da fadiga neuromuscular e na análise dos mecanismos que provocam a sua instalação (González-Izal *et al.*, 2012).

A eletromiografia (EMG) consiste no registo da atividade elétrica do tecido muscular por meio de um eletromiógrafo e na sua representação visual. Na EMG são utilizados elétrodos de superfície localizados sobre o músculo ou elétrodos de inserção. O desenvolvimento desta tecnologia para a deteção dos potenciais elétricos produzidos durante a atividade muscular, quer seja dinâmica ou estática, tem permitido o seu uso, de uma forma massiva, em diferentes áreas, tais como a ergonomia e a biomecânica (Ascensão *et al.*, 2003).

A resposta dos músculos à fadiga neuromuscular, em condições submáximas, traduz-se num aumento do número de unidades motoras recrutadas e/ou na sua sincronização, por forma a compensar a redução da capacidade de gerar força por cada unidade motora, sendo esta resposta responsável pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico obtido (Ascensão *et al.*, 2003). Relativamente à análise espectral, a fadiga neuromuscular é detetada pela diminuição da velocidade de condução do potencial de ação, acompanhada por uma diminuição da frequência mediana (Ascensão *et al.*, 2003).

É importante considerar que a EMG possui limitações, impostas quer pelo equipamento, quer pela sua utilização, apesar de, atualmente, existirem sistemas de elevada resolução. As técnicas de EMG são bastante úteis, contudo devem ser implementadas com o conhecimento dos mecanismos fisiológicos e biomecânicos subjacentes à geração e propagação do sinal elétrico (Ascensão *et al.*, 2003).

As LMERT estão cada vez mais presentes entre as principais queixas dos profissionais de saúde. Os cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiorácica são uma das populações afetadas; contudo nesta área não foram encontrados quaisquer estudos. Por esse motivo, o objetivo da presente dissertação consiste em avaliar a fadiga neuromuscular nestes profissionais, uma vez que a sua acumulação constitui um importante fator de risco. O trabalho destes profissionais de saúde é caracterizado por uma elevada exigência física, mental e visual e obriga-os a

permanecerem imóveis durante cerca de 4 horas, agilizando apenas os membros superiores através de movimentos curtos, precisos e muito minuciosos.

A fadiga neuromuscular tem vindo a ser amplamente estudada na prática de exercício físico. Paralelamente, existem alguns estudos, em cirurgiões dentistas, que referem a adoção de posturas semelhantes às dos cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiotorácica, apesar de adotarem, principalmente, a posição “sentado”.

Os cirurgiões dentistas são comumente afetados por LMERT, com principal prevalência na coluna vertebral, mais concretamente na região lombar, devido à dificuldade de manutenção da postura e de execução de pequenos movimentos pelos membros superiores, essencialmente com recurso aos músculos da região dorsal (trapézio) durante extensos períodos de tempo (Graça *et al.*, 2006).

Uma vez que a análise do sinal eletromiográfico possibilita o estudo, *in vivo*, da manifestação da fadiga neuromuscular de um determinado músculo, na presente dissertação foi utilizada a EMG de superfície. Em matéria de profissionais de cirurgia, no ano 2013, foi publicado um estudo realizado por McNee *et al.* em que, esta técnica foi utilizada para analisar a atividade muscular do pescoço e das costas em ortodontistas, originando uma importante contribuição nesta área.

1.2 Estrutura da dissertação

Depois de uma breve introdução onde é fundamentada a pertinência do estudo e as questões de investigação, o presente trabalho está organizado em 4 capítulos principais, nomeadamente:

- O **Estado da Arte**, em que é realizado o enquadramento teórico sobre o trabalho estático, as LMERT, a fadiga neuromuscular e a EMG.
- Os **Objetivos, Materiais e Métodos**, onde são descritos os objetivos específicos desta dissertação, os materiais e equipamentos utilizados, bem como a estrutura do protocolo experimental, utilizado durante a recolha de dados de EMG, e o método adotado para o tratamento dos dados obtidos.
- Os **Resultados e Discussão**, onde são apresentados os dados tratados mais relevantes e onde são analisados os resultados.
- As **Conclusões e Perspetivas Futuras**, onde se apresentam as conclusões mais relevantes do estudo, bem como sugestões para estudos cuja realização se antecipa de especial importância para o desenvolvimento do conhecimento sobre esta temática.

2 ESTADO DA ARTE

2.1 Conhecimento Científico

2.1.1 Trabalho muscular

Os músculos são responsáveis pela totalidade dos movimentos do corpo. Neles ocorre a transformação da energia química armazenada no corpo em contrações, ou seja, em movimentos. A oxidação de gorduras e hidratos de carbono, fornecidos através da alimentação, numa reação química exotérmica, resulta na produção de trabalho e calor. Os músculos dividem-se em três tipos: músculos lisos, músculos do coração e músculos estriados ou esqueléticos. Os músculos estriados ou esqueléticos estão sob o controlo consciente, sendo através destes que o organismo realiza trabalho para o exterior sob a forma de contrações (Iida, 2010).

O corpo humano assemelha-se a um sistema de alavancas movido pela contração muscular, o que permite a realização de diversos tipos de trabalho. Porém, existe um conjunto de limitações e fragilidades, as quais devem ser consideradas no projeto do trabalho (Iida, 2010).

Quando um músculo contrai, existe um aumento da pressão sanguínea, provocando o estrangulamento dos vasos sanguíneos. Enquanto a contração muscular estiver entre 15 e 20% da Força Máxima Voluntária (FMV), a circulação sanguínea continua a ocorrer normalmente. Contudo, quando a contração muscular é superior a 60% da FMV, o sangue deixa de circular no interior do músculo, fatigando-se rapidamente, não sendo possível mantê-lo contraído por um intervalo de tempo superior a 1-2 minutos. A dor que se segue faz com que o trabalho seja interrompido obrigatoriamente (Iida, 2010).

O trabalho estático é aquele que exige a contração contínua de alguns músculos para que seja mantida uma determinada posição. Este tipo de contração, que não produz movimento dos segmentos corpóreos, é designado por contração isométrica. Muitos autores recomendam uma carga estática inferior a 8% da FMV quando os esforços precisam de ser realizados diariamente durante várias horas. Para valores de carga estática situados entre 15 e 20% da FMV e caso a tarefa seja realizada diariamente durante várias semanas, serão induzidos dor e sinais de fadiga, em resultado da acumulação de subprodutos do metabolismo no interior dos músculos. A dor muscular é o resultado de forças, posturas e repetições exageradas dos mesmos movimentos. Desta forma, o trabalho estático deve ser evitado sempre que possível e, na sua impossibilidade, deve ser aliviado (Kroemer *et al.*, 2008).

O trabalho dinâmico surge na ocorrência de contrações e relaxamentos alternados dos músculos, o que ativa a circulação nos vasos sanguíneos. Desta forma, o músculo recebe oxigénio continuamente, aumentando a sua resistência à fadiga, sendo preferível este tipo de trabalho relativamente ao trabalho estático (Kroemer *et al.*, 2008).

2.1.2 Traumatismos musculares

Os traumatismos musculares resultam da incompatibilidade entre as exigências do trabalho e as capacidades físicas do trabalhador, podendo dividir-se em dois tipos: traumatismo por impacto e traumatismo por esforço excessivo (Esteves, 2013).

O traumatismo por impacto ocorre quando um trabalhador é atingido acidentalmente por uma força súbita, durante um curto espaço de tempo e numa região específica do corpo, tais como as colisões e as quedas (Esteves, 2013).

Esta dissertação centra-se, contudo, nos traumatismos por esforço excessivo que ocorrem em consequência do exercício de atividade física no trabalho, quer seja oriundo de uma atividade eventual que exija forças e posturas inadequadas do corpo, quer causado por movimentos altamente repetitivos. As lesões mais frequentes são as tendinites, as tenossinovites, as compressões nervosas e os distúrbios lombares. Os traumatismos por esforços excessivos constituem o maior problema no trabalho, sendo os grandes responsáveis pelo afastamento dos trabalhadores, devido a doenças e lesões no sistema músculo-esquelético (Iida, 2010).

2.1.3 Postura corporal

A postura compreende o estudo do posicionamento relativo de partes do corpo no espaço, como a cabeça, o tronco e os membros. A manutenção de uma boa postura durante a realização de uma tarefa é importante para a ausência de desconforto e *stress*. Todavia, não raras vezes o trabalhador assume posturas inadequadas devido ao projeto deficiente do posto de trabalho e dos equipamentos e às exigências da tarefa. Existem três situações principais em que a má postura pode produzir lesões, fadiga ou dor nos músculos e articulações (Iida, 2010):

- Trabalhos que envolvem uma postura estática por longos períodos;
- Trabalhos que exigem muita força;
- Trabalhos que exigem posturas desfavoráveis, como o tronco inclinado e/ou torcido.

Na Tabela 1 é possível constatar a localização das dores no corpo, devido a posturas inadequadas.

A posição de pé apresenta a vantagem de proporcionar uma grande mobilidade corporal. Porém, a situação parada é altamente fatigante, dado que exige muito trabalho estático dos músculos envolvidos para manter essa mesma posição. De facto, o corpo não permanece totalmente estático, exigindo frequentes reposicionamentos, o que dificulta a realização de movimentos precisos. A posição sentada é exigente em termos musculares no dorso e no ventre e a postura ligeiramente inclinada para a frente é menos fatigante. Relativamente à posição em pé, a posição sentada apresenta a vantagem de libertar as pernas, permitindo a sua grande mobilidade. Além disso, o assento proporciona um ponto de referência relativamente fixo, facilitando a realização de trabalhos delicados com os dedos. Na posição em pé necessita-se, geralmente, de um apoio de mãos e braços, por forma a manter a postura (Iida, 2010).

Em muitas tarefas existe a necessidade de inclinar a cabeça para a frente, nomeadamente nas que requerem movimentos muito curtos, precisos e minuciosos. A inclinação da cabeça para a frente provoca a fadiga rápida dos músculos do pescoço e do ombro, devido ao momento provocado pela cabeça. As dores no pescoço começam a aparecer quando a inclinação da cabeça em relação à vertical é superior a 30° (Iida, 2010).

Tabela 1 - Localização das dores no corpo provocadas por posturas inadequadas (Iida, 2010)

Postura inadequada	Risco de dores
Em pé	Pés e pernas (varizes)
Sentado sem encosto	Músculos extensores do dorso
Assento muito alto	Parte inferior das pernas, joelhos e pés
Assento muito baixo	Dorso e pescoço
Braços esticados	Ombros e braços
Pegas inadequadas em ferramentas	Antebraço
Punhos em posições não-neutras	Punhos
Rotações do corpo	Coluna vertebral
Ângulo inadequado assento/encosto	Músculos dorsais
Superfícies de trabalho muito baixas ou muito altas	Coluna vertebral, cintura escapular

2.1.4 Sistema neuromuscular

A concretização de uma ação motora envolve as várias estruturas pertencentes ao sistema nervoso central, em resultado de uma organização hierárquica funcional (Ghez *et al.*, 2000). Ao nível inferior desta organização situa-se a espinal medula, onde todos os comandos motores convergem nos neurónios motores, os quais transformam as ações internas do cérebro em comportamento motor, transpondo os padrões de atividade neuronal em comandos para a contração do músculo, podendo variar em função da magnitude da força e da velocidade de execução (Ghez *et al.*, 2000). Deste modo, os neurónios motores e as fibras musculares constituem o sistema neuromuscular.

A unidade motora é a unidade funcional básica do sistema neuromuscular, sendo constituída apenas por um neurónio motor α e um conjunto de fibras musculares inervadas por este, as quais contraem quando o neurónio motor é ativado. É através da unidade motora que o sistema nervoso central controla a força muscular e o movimento, pela variação da sua atividade (Ghez *et al.*, 2000).

As fibras musculares pertencentes a uma unidade motora estão distribuídas de um modo sensivelmente uniforme através de uma área, que é igualmente compartilhada com fibras de outras unidades motoras (Burke *et al.*, 1973).

Diferentes tipos de tarefas motoras requerem diferentes características mecânicas, metabólicas e circulatórias, existindo, no mesmo músculo, fibras musculares com diferentes propriedades fisiológicas e histoquímicas. Deste modo, um movimento voluntário pode envolver algumas ou mesmo todas as unidades motoras de um músculo ou de vários músculos, em particular para contrações fortes, e, por forma a manter a contração muscular, as unidades motoras são ativadas continuamente (Kernell, 2006). As fibras musculares são classificadas em fibras do tipo I ou de contração lenta e fibras do tipo II ou de contração rápida, as quais são subdivididas nos tipos IIa e IIb (Kernell, 2006). Na Figura 3 é possível visualizar a representação esquemática do funcionamento do sistema neuromuscular.

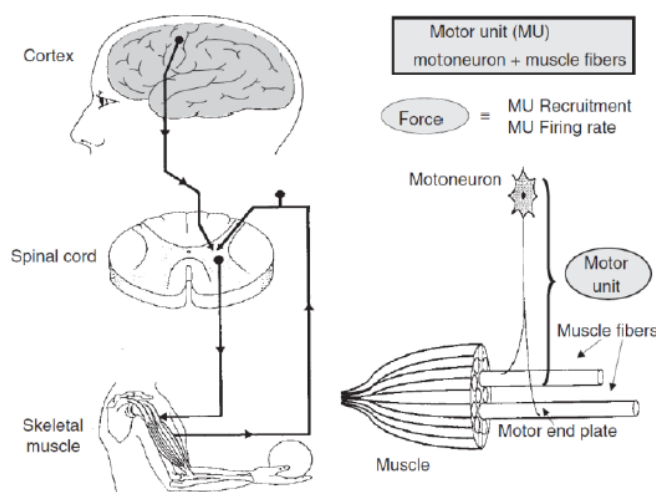


Figura 3 - Representação esquemática do sistema neuromuscular e transmissão do impulso nervoso (Moritani *et al.*, 2004)

A ativação de um neurónio motor pelo sistema nervoso central resulta na propagação de um impulso nervoso até à placa motora, com a geração de eventos eletroquímicos, dos quais resultam potenciais de ação nas fibras musculares (Kamen *et al.*, 1996). O potencial de ação

inicia-se com o aumento da permeabilidade do sarcolema ao íon sódio (Na^+), abundante no meio extracelular, resultando num rápido aumento da concentração interna do Na^+ , provocando a despolarização da membrana. Segue-se o aumento da permeabilidade ao íon potássio (K^+), o qual existe em grande concentração no meio intracelular, migrando para o meio extracelular, repolarizando a membrana e restabelecendo o potencial negativo. As porções adjacentes do sarcolema são continuamente despolarizadas, propagando-se o potencial de ação em dois sentidos ao longo da fibra muscular (Kamen *et al.*, 1996). A despolarização origina um campo eletromagnético na vizinhança da fibra muscular e, conseqüentemente, um elétrico localizado nesse campo deteta o potencial, sendo que a contração do músculo esquelético só tem início quando os potenciais de ação são gerados na fibra muscular. A geração e propagação do potencial de ação estão representadas na Figura 4.

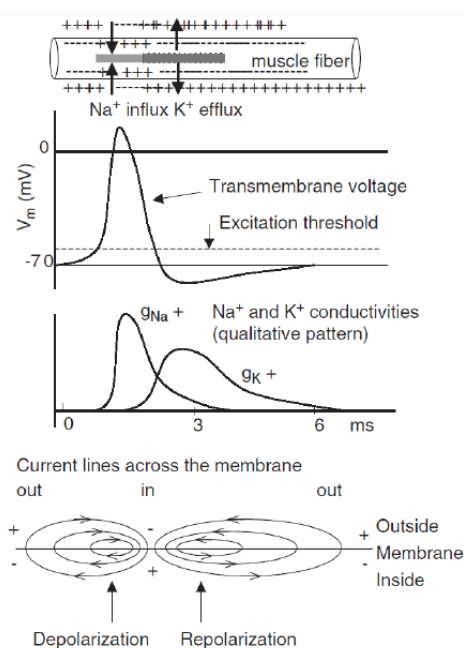


Figura 4 - Representação da geração e propagação do potencial de ação ao longo de uma fibra muscular (Moritani *et al.*, 2004)

A velocidade de propagação do potencial de ação designa-se por velocidade de condução e toma valores compreendidos entre 2 e 6 m/s. A velocidade de condução é um parâmetro fisiológico importante, já que reflete as propriedades eletrofisiológicas das fibras musculares e fornece informações acerca das alterações do sistema neuromuscular (Basmajian *et al.*, 1985). Vários estudos referem que a velocidade de condução da fibra muscular está relacionada com a sua composição e com o nível de força muscular, o que permite uma associação linear entre o diâmetro da fibra muscular e a velocidade de condução (Kupa *et al.*, 1995). A velocidade de condução da fibra muscular permite o estudo e a avaliação da fadiga neuromuscular, isto porque durante a fadiga a acumulação intracelular de lactato e de íons de hidrogénio aumenta, o que reduz a excitabilidade da membrana e prejudica a velocidade de propagação dos potenciais de ação (Allen *et al.*, 2008).

Durante uma contração muscular dois mecanismos são essenciais: o número de unidades motoras que são ativadas e a taxa de descarga dos potenciais de ação dos neurónios motores (Kernell, 2006). Regra geral, na produção de contrações fracas o recrutamento e a taxa de descarga ocorrem simultaneamente. Um aumento adicional na força é conseguido pelo recrutamento de novas unidades motoras e, conjuntamente, pelo aumento da taxa de descarga das unidades motoras já recrutadas. Para a produção de uma contração moderadamente forte todas as unidades motoras são recrutadas (Kernell, 2006).

As fibras musculares são inervadas de acordo com o Princípio de *Henneman*, ou seja, em função do tamanho dos neurónios motores. Os neurónios motores de menores dimensões inervam fibras de contração lenta e muito resistentes à fadiga neuromuscular. Gradualmente, os neurónios motores de maiores dimensões e menos resistentes à fadiga neuromuscular são inervados rapidamente. O recrutamento ordenado, de acordo com o tamanho, reduz o desenvolvimento de fadiga neuromuscular. Este permite que as fibras musculares mais resistentes à fadiga sejam recrutadas por um maior período de tempo e que as mais potentes, mas mais fatigáveis, sejam recrutadas apenas quando é necessário atingir forças maiores (Kernell, 2006).

2.1.5 Fadiga neuromuscular

A incapacidade do músculo esquelético gerar elevados níveis de força muscular ou manter esses níveis no tempo designa-se por fadiga neuromuscular. Apesar dos estudos realizados por vários investigadores neste âmbito, os agentes definitivos indutores de fadiga encontram-se ainda por identificar (Enoka *et al.*, 2008).

Uma das principais características do sistema neuromuscular é a sua capacidade adaptativa crónica, dado que quando sujeito a um estímulo, nomeadamente a imobilização, o treino ou perante o efeito do envelhecimento, este consegue adaptar-se às exigências funcionais. Igualmente, ajusta-se a alterações agudas, tais como a execução de tarefas prolongadas ou intensas, das quais o fenómeno de fadiga neuromuscular é mais conhecido (Ascensão *et al.*, 2003).

As manifestações de fadiga têm sido relacionadas com o declínio da força muscular, a incapacidade de manutenção de uma determinada intensidade de exercício no tempo, a diminuição da velocidade de contração e o aumento do tempo de relaxamento muscular. Do mesmo modo, a fadiga tem sido sugerida como um mecanismo de proteção contra possíveis danos na fibra músculo-esquelética (Ascensão *et al.*, 2003). A fadiga neuromuscular pode ser de origem predominantemente periférica, em resultado de alterações da homeostasia no próprio músculo esquelético, com o consequente decréscimo da força contráctil, independentemente da velocidade de condução do impulso neural. A fadiga neuromuscular, pode, igualmente, ser o resultado de alterações do *input* neural que chega ao músculo, o que se traduz numa redução progressiva da velocidade e frequência de condução do impulso voluntário aos neurónios motores durante a atividade, designando-se por fadiga com origem predominantemente central (González-Izal *et al.*, 2012).

Importa salientar que a causa e o grau de fadiga neuromuscular é dependente do tipo, duração e intensidade da tarefa, da tipologia de fibras musculares recrutadas, do nível de treino do sujeito e das condições ambientais (Ascensão *et al.*, 2003).

Alterações do pH, da temperatura e do fluxo sanguíneo, a acumulação de produtos do metabolismo celular, particularmente resultantes da hidrólise do ATP, a perda da homeostasia do ião Ca^{2+} , a cinética de alguns iões nos meios intra e extra-celulares, a lesão muscular e o *stress* oxidativo têm sido sugeridos como as causas para a ocorrência de fadiga neuromuscular (Ascensão *et al.*, 2003). A acumulação ao longo do dia de diferentes fatores de *stress* origina fadiga, causando uma sensação generalizada de cansaço. Quando o descanso é inexistente esta sensação é dolorosa (Kroemer *et al.*, 2008).

Apesar do crescente interesse sobre esta temática, que já se reporta há mais de um século, os agentes indutores de fadiga e os seus mecanismos de atuação estão ainda por identificar (Ascensão *et al.*, 2003). É possível estabelecer uma relação entre a deteção e a acumulação de fadiga neuromuscular e determinadas alterações de alguns parâmetros eletromiográficos, durante contrações musculares isométricas e dinâmicas, máximas e submáximas. Desta forma, a análise

das curvas do sinal eletromiográfico possibilita o estudo da manifestação da fadiga de um determinado grupo muscular (Ascensão *et al.*, 2003).

Regra geral, durante um exercício submáximo, com predominância de contrações isométricas, verifica-se um aumento dos componentes do sinal eletromiográfico no domínio do tempo e a deslocação do sinal para as zonas de baixa frequência. Consequentemente, tem sido proposto que a resposta dos músculos à fadiga, durante um exercício submáximo, se manifesta num aumento do número de unidades motoras recrutadas e/ou na sua sincronização, de forma a compensar a redução da capacidade de gerar força pelas unidades motoras. Esta resposta é responsável pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico. O desvio da frequência média e da frequência mediana para valores mais baixos como forma de deteção da instalação de fadiga neuromuscular aparenta ser influenciado, predominantemente, pela diminuição da velocidade de condução do potencial de ação, em virtude do aumento da concentração de ácido láctico, seguido da diminuição do pH (Cifrek *et al.*, 2009).

2.1.6 Cirurgiões e LMERT

Um estudo recente concluiu que na Europa mais do que 62% da população trabalhadora está exposta a movimentos repetitivos do sistema mão/braço com uma duração superior a um quarto do seu período de trabalho. LMERT localizadas no pescoço e nos ombros são as mais comuns (Johansen *et al.*, 2013). Porém o desenvolvimento de dor lombar está inteiramente associada a tarefas ocupacionais desenvolvidas na posição em pé (Nelson-Wong *et al.*, 2010).

No âmbito de LMERT em cirurgiões, apenas existem estudos em cirurgiões dentistas. Nos cirurgiões dentistas as LMERT podem contribuir consideravelmente para a redução da produtividade, o aumento do número de licenças por doença e de reformas antecipadas, bem como para a insatisfação no trabalho (McNee *et al.*, 2013).

As condições de trabalho às quais os cirurgiões dentistas estão expostos são fatores de risco para a ocorrência de LMERT, já que estes estão na mesma posição durante um extenso período de tempo, enquanto executam movimentos precisos com a mão e com o pulso por forma a efetuar tarefas que requerem um elevado esforço visual. As posturas estáticas prolongadas associadas à prática dentária aumentaram desde que os cirurgiões dentistas deixaram de operar na posição em pé passando a operar na posição sentado (McNee *et al.*, 2013). Problemas como a degeneração dos discos intervertebrais da região cervical da coluna, inflamação das bainhas tendinosas, bursite e a artrite das mãos são patologias comuns em cirurgiões dentistas (Graça *et al.*, 2006). A forma como os cirurgiões dentistas realizam inclinações laterais, flexões e extensões da coluna pode ainda originar alterações de origem postural, nomeadamente as escolioses, cifoses e lordoses (Graça *et al.*, 2006).

A atividade muscular prolongada, fundamentalmente realizada por unidades motoras do tipo I, designada por “Hipótese da Cinderela”, é suscetível de ser a causa principal da elevada incidência de LMERT em cirurgiões dentistas. Na “Hipótese da Cinderela” as unidades motoras do tipo I são continuamente ativadas durante contrações musculares pouco intensas, sendo as primeiras a contrair e as últimas a relaxar, o que origina sobrecarga metabólica, um desequilíbrio homeostático e, consequentemente, dor. Esta teoria opõe-se ao conceito de unidade motora de substituição, que refere a partilha cíclica da carga muscular entre unidades motoras diferentes, com a rotação ou substituição das unidades motoras em sobrecarga (McNee *et al.*, 2013). Deste modo, a “Hipótese da Cinderela” pode se representativa de um processo patológico, o qual se sobrepõe ao padrão normal de mobilização das unidades motoras².

Porém, independentemente do mecanismo subjacente, as pesquisas indicam que os músculos humanos não estão bem adaptados às contrações de longa duração e, por sua vez, requerem períodos de descanso como forma de recuperação, mesmo em contrações que exijam um esforço

muscular mínimo (McNee *et al.*, 2013). Com o estudo realizado por McNee *et al.* (2013) concluiu-se que as tarefas desempenhadas aquando o trabalho e durante a vida particular originam valores de amplitude e número de contrações semelhantes no caso dos cirurgiões dentistas. Assim, verificou-se que o que difere nestas atividades é a duração das contrações, sendo a principal causa de LMERT. Durante a execução de contrações de baixa intensidade, especialmente quando a carga aplicada é estática e de longa duração, o tecido muscular pode apresentar alterações no fluxo sanguíneo, na atividade contrátil e, eventualmente, modificações na sua morfologia. Os danos ocorridos durante este tipo de contrações podem ser atribuídos, em parte, à acumulação de íões de cálcio no sarcoplasma do tecido muscular (McNee *et al.*, 2013).

Os músculos designados por trapézio e esternocleidomastóideo estão frequentemente envolvidos em LMERT nos ramos ortodôntico e odontológico, sendo o trapézio o músculo com maior referência no âmbito de LMERT na parte superior do corpo (McNee *et al.*, 2013). O trapézio é anatomicamente e funcionalmente disposto em três subdivisões e faz a ligação entre o ombro e o pescoço. O trapézio superior é ativado no suporte e elevação do ombro e auxilia a rotação escapular. O trapézio médio é ativado em movimentos de abdução do braço e o trapézio inferior é ativado durante a rotação escapular e também na elevação do braço (Johansen *et al.*, 2013).

A análise da atividade eletromiográfica das subdivisões do trapézio desempenha um papel fundamental como forma de previsão do desenvolvimento de LMERT no pescoço e nos ombros. Um estudo recente demonstrou que a recolha de dados eletromiográficos das diferentes partes do trapézio permite a avaliação das mudanças espaço-temporais no seu padrão de ativação muscular (Johansen *et al.*, 2013).

2.1.7 Cirurgiões e fadiga neuromuscular

Muitos estudos têm vindo a ser feitos durante os últimos anos por forma a compreender os mecanismos que afetam as variáveis eletromiográficas que caracterizam a fadiga neuromuscular, de forma a possibilitar a aplicação desta técnica não somente em estudos de laboratório, mas também em ensaios clínicos. No entanto, apesar dos inúmeros trabalhos que têm vindo a ser desenvolvidos que demonstram a potencial utilidade da EMG de superfície na rotina clínica dos trabalhadores, esta técnica ainda apresenta limitações relacionadas com a repetibilidade, sensibilidade proveniente da localização do eletrodo e tipo de contração realizada. Parte destas questões foram, recentemente, abordadas pelo Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM), porém estão longe de serem resolvidas, especialmente no caso dos músculos inferiores das costas (Farina *et al.*, 2003).

A análise proveniente da EMG de superfície tem-se mostrado vantajosa na avaliação da fadiga neuromuscular, dado que permite estabelecer uma relação entre a atividade eletromiográfica do músculo em estudo e os fenómenos fisiológicos da evolução e estabelecimento da fadiga, refletindo a sua mecânica. A avaliação da fadiga tem sido aplicada na classificação de sujeitos saudáveis e não saudáveis (com dor lombar), treinados e não treinados e submetidos a tratamento de reabilitação (Farina *et al.*, 2003).

O trabalho estático que caracteriza as tarefas desenvolvidas pelos cirurgiões durante uma cirurgia origina LMERT, nomeadamente em cirurgiões dentistas, e, portanto, existe uma forte probabilidade de ocorrência de fadiga neuromuscular. Independentemente da tarefa realizada, na posição de pé existe uma grande carga de pressão concentrada sobre os membros inferiores, ficando o peso do corpo distribuído de modo desigual. Desta forma, esta postura faz com que a posição do corpo seja alterada com frequência, sendo o apoio quase sempre realizado sobre um único pé de cada vez, originando esforços anormais da coluna, dos ombros e dos braços e danos irreversíveis na coluna vertebral. A postura gera, assim, uma carga sobre as estruturas músculo-esqueléticas e os efeitos cumulativos de sobrecargas pequenas constantes durante um longo

período de tempo podem dar origem aos problemas posturais traduzidas em desconforto, dor ou incapacidade (Graça *et al.*, 2006).

2.2 Enquadramento legal e normativo de Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho

A legislação nacional e comunitária está orientada para a concretização de medidas nos postos e locais de trabalho, realizadas pela entidade empregadora, como forma de prevenção do desenvolvimento de LMERT nos trabalhadores. Deste modo, a formação como meio de motivação dos trabalhadores, a organização do trabalho, a adequação dos processos de trabalho às capacidades dos trabalhadores e a adaptação das máquinas, dos materiais e da duração das tarefas constituem parte das medidas que devem ser implementadas, as quais se baseiam na adaptação do trabalho ao homem. A comunidade europeia tem vindo a desenvolver diretivas europeias como forma de prevenção de LMERT. Estas são complementadas por uma série de normas europeias e estão definidas na Tabela 2. Em Portugal, estas diretivas foram transpostas pela Lei 102/2009, de 10 de setembro, o principal documento legal em matéria de segurança e higiene no trabalho (Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho, 2007)².

Tabela 2 - Diretivas europeias relevantes para a prevenção de LMERT (Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho, 2007)²

Diretivas Europeias	
Diretiva 89/391/CEE:	relativa às medidas destinadas a promover a melhoria da segurança e da saúde dos trabalhadores no trabalho
Diretiva 89/654/CEE:	relativa às prescrições mínimas de segurança e de saúde nos locais de trabalho
Diretiva 89/655/CEE:	relativa à adequação dos equipamentos de trabalho
Diretiva 89/656/CEE:	relativa à adequação dos equipamentos de proteção individual
Diretiva 90/269/CEE:	relativa à identificação e prevenção dos riscos da movimentação manual de cargas
Diretiva 90/270/CEE:	relativa às prescrições mínimas de segurança e de saúde respeitantes ao trabalho com equipamentos dotados de visor
Diretiva 93/104/CE:	relativa à organização do tempo de trabalho
Diretiva 98/37/CE:	relativa às máquinas
Diretiva 2002/44/CE:	relativa à identificação e prevenção dos riscos devidos a vibrações

A Diretiva Europeia 89/391/CEE, de 12 de junho, refere que a prevenção de LMERT deve ser baseada nos seguintes princípios gerais: evitar os riscos de LMERT; avaliar os riscos que não podem ser evitados; combater os riscos na origem; adaptar o trabalho ao homem; substituir o que é perigoso pelo que é seguro ou menos perigoso; conceber uma política global de prevenção coerente, capaz de abranger todas as cargas exercidas sobre o corpo; privilegiar as medidas de proteção coletivas relativamente às medidas individuais e dar instruções adequadas aos trabalhadores. Já no que concerne aos trabalhadores portadores de LMERT deve ser-lhes proporcionada a possibilidade de reabilitação e de reintegração (Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho, 2007)².

Em termos de legislação nacional, a Diretiva Europeia 90/269/CEE, de 29 de maio, foi transposta para o Decreto-Lei n° 330/93, de 25 de setembro, o qual refere as prescrições de segurança e saúde respeitantes à manipulação de cargas que comportem riscos, principalmente

²<https://osha.europa.eu/pt/publications/factsheets/71> (acedido a 15/04/2014)

para a região dorso-lombar. Existe, ainda, um conjunto de convenções da Organização Internacional do Trabalho³ ratificadas por Portugal introduzidas no âmbito desta temática, nomeadamente:

- C127 – Peso máximo de cargas a transportar por um só trabalhador. Convenção ratificada pelo Decreto do Governo n.º 17/84, de 4 de abril.
- C148 – Proteção dos trabalhadores nos locais de trabalho (poluição do ar, ruído e vibrações). Convenção ratificada pelo Decreto n.º 106/80, de 15 de outubro.
- C155 – A segurança, a saúde dos trabalhadores e o ambiente de trabalho. Convenção ratificada pelo Decreto do Governo n.º 1/85, de 16 de janeiro.

2.3 Tecnologias Disponíveis

2.3.1 Eletromiografia

Aspetos gerais

A EMG consiste no estudo eletrofisiológico do sistema neuromuscular, através do registo das mudanças do potencial elétrico de um ou vários grupos musculares. Tal estudo permite uma análise aprofundada das complexidades da fisiologia neuromuscular, aquando da realização dos vários tipos de contração, nomeadamente dos padrões de atividade elétrica e da sua predominância (Kippers, 1999). As aplicações mais comuns do sinal eletromiográfico são a determinação do tempo de ativação muscular, a estimativa da força produzida por um músculo e a obtenção do índice de fadiga neuromuscular, bem como o momento em que esta se instala (Delsys, 2002)⁴. Esta técnica possui uma ampla utilidade em vários setores, nomeadamente no âmbito ocupacional com a deteção de LMERT. A EMG inclui a deteção, amplificação, registo, análise e interpretação do sinal elétrico produzido pelo músculo esquelético quando ativado para produzir força (Kippers, 1999). A representação esquemática do mecanismo de geração do sinal eletromiográfico está exposta na Figura 5.

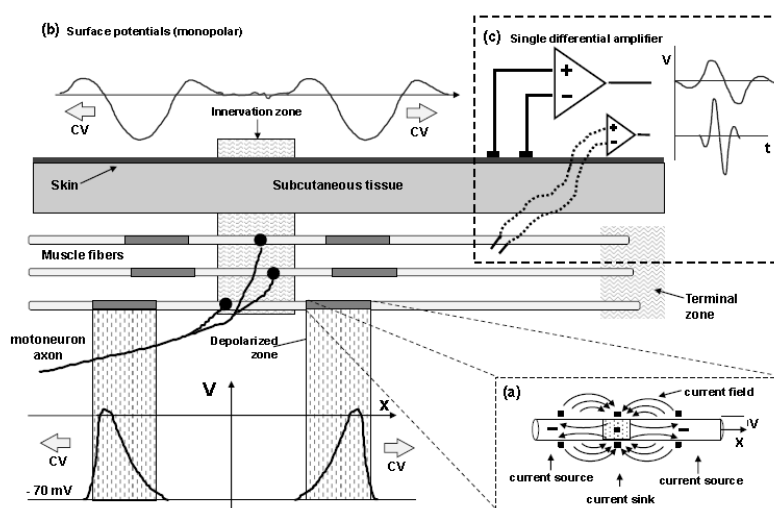


Figura 5 - Geração do potencial de ação e do sinal eletromiográfico produzidos por uma unidade motora constituída por 3 fibras musculares (Merletti *et al.*, 2001)

³http://www.ilo.org/public/portugue/region/eurpro/lisbon/html/portugal_convencoes_numero_pt.htm (acedido em 15/04/2014)

⁴https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf (acedido em 23/04/2014)

A captação do sinal eletromiográfico é realizada por elétrodos. A área da interface eletrodo-pele é designada por superfície de deteção, comportando-se como um filtro passa-baixa, cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

Atualmente existem dois sistemas de registo de atividade elétrica, a EMG de profundidade e a EMG de superfície. A EMG de profundidade é, geralmente, usada em aplicações clínicas, enquanto a EMG de superfície é, fundamentalmente, aplicada no âmbito da cinesiologia, a qual possibilita uma análise global do comportamento muscular (Correia *et al.*, 1993). Sinais provenientes de músculos profundos não podem ser captados com confiança utilizando a EMG de superfície, pelo que nestes casos deve ser utilizada a EMG de profundidade, com recurso a elétrodos de agulha ou fio (Richards, 2008). Os elétrodos de fio ou de agulha possuem uma pequena área de deteção e são limitados ao estudo de unidades motoras individuais (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

O princípio de funcionamento da EMG de superfície compreende a localização de elétrodos na pele do sujeito, mais concretamente no músculo que se pretende analisar, os quais detetam e registam a soma da atividade elétrica das unidades motoras ativas, resultante dos potenciais de ação verificados no sarcolema (Basmajian *et al.*, 1985).

Em resultado, é possível obter a representação gráfica da evolução do sinal eletromiográfico, como representado na Figura 6.

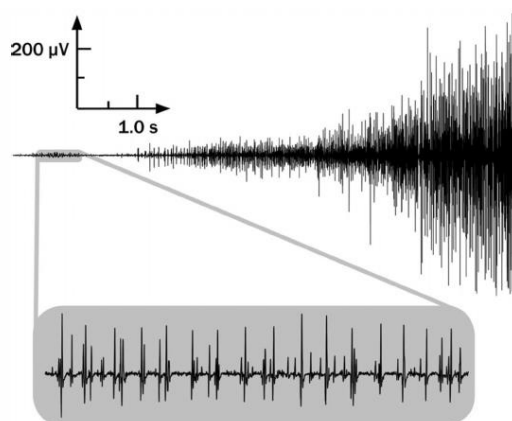


Figura 6 - Sinal eletromiográfico obtido com EMG de superfície (De Luca, 2006)

Na Figura 6 constata-se o aumento da amplitude do sinal ao longo do tempo, devido ao aumento da força muscular exercida durante a realização das contrações. Desta forma, um maior número de fibras musculares são ativadas, assumindo a aparência e as características de uma variável de distribuição Gaussiana (De Luca, 2006).

A recolha do sinal elétrico pode ser concretizada com elétrodos passivos ou ativos. A superfície de deteção dos elétrodos passivos consiste apenas num condutor, geralmente um metal, que deteta a corrente elétrica na pele, através da interface pele-elétrodo, e a encaminha diretamente para o amplificador, também designado por eletromiógrafo. Atualmente, os elétrodos com maior utilização em EMG de superfície são ativos. Estes possuem uma elevada impedância de entrada, dado que contêm um pré-amplificador eletrónico na superfície de deteção, permitindo a eliminação de parte do ruído existente no sinal. Os elétrodos ativos possuem uma maior qualidade, relativamente aos elétrodos passivos e, por conseguinte, a tendência atual evidencia a sua crescente utilização (De Luca, 2006).

⁵<http://demotu.org/pubs/EMG.pdf> (acedido em 02/03/2014)

Os eléctrodos podem ainda classificar-se em monopolares ou bipolares, sendo esta última a configuração com maior resolução espacial e com menor ruído. Nos eléctrodos monopolares o sinal detetado é encaminhado para o amplificador e diretamente para o sistema de aquisição (computador). Já nos eléctrodos bipolares (configuração diferencial simples) o sinal é detetado em dois eléctrodos, distanciados entre 1 e 2 cm, e encaminhado para o amplificador, o qual faz a diferenciação entre os sinais obtidos pelos dois eléctrodos, eliminando o ruído, que é comum aos dois eléctrodos e amplificando a diferença. De seguida, a informação é encaminhada para o sistema de aquisição (Pires, 2006). As configurações monopolar e bipolar estão representadas na Figura 7.

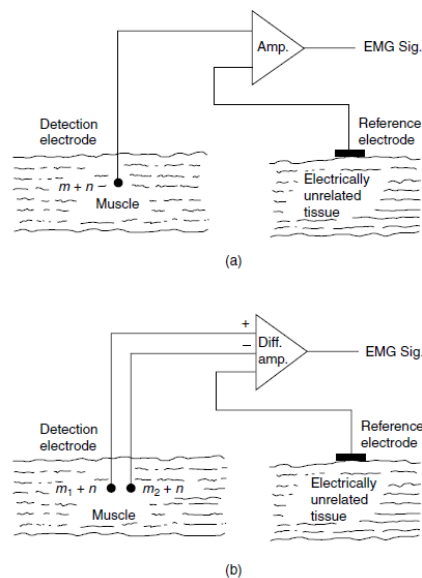


Figura 7 - a) Configuração monopolar. b) Configuração bipolar (De Luca, 2006)

Os sistemas mais complexos e eficazes na eliminação do ruído executam uma diferenciação dupla ou tripla, sendo utilizados três e quatro eléctrodos inseridos numa única unidade sólida (Richards, 2008). A diferenciação tripla está representada na Figura 8.

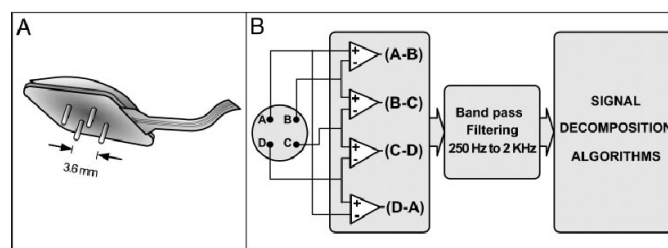


Figura 8 - Recolha do sinal eletromiográfico usando eléctrodos com diferenciação tripla, seguindo-se a filtragem e amplificação diferencial no amplificador para eliminação do ruído (De Luca *et al.*, 2006)

Em todas as configurações (monopolar e diferencial) é necessário utilizar um eléctrodo terra, o qual atua como eléctrodo de referência na medida em que regista a atividade eléctrica do meio, incluindo o ruído eléctrico dos equipamentos e a atividade eléctrica interna como é o caso dos batimentos cardíacos. Este deve ser colocado numa saliência óssea e suficientemente larga, com vista à existência de um bom contacto eléctrico (Richards, 2008).

No sistema clássico as diferenças de potencial são detetadas na pele através de dois eléctrodos de grande dimensão, dispostos numa configuração diferencial simples, juntamente com a utilização

de um elétrodo de referência colocado numa zona neutra em relação ao músculo estudado. São recomendadas as regiões do punho, vértebra C7 ou tornozelo para a sua colocação (Vila-Chã, 2011). Comercialmente, existem várias versões deste tipo de sistema, diferindo na forma e no tamanho da área de deteção e na distância inter-elérodos (superior a 35 mm). Este tipo de sistema é pouco viável, dado que o sinal de EMG é o resultado de um maior número de unidades motoras ativas e o ruído existente no sinal obtido está em maior quantidade (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

Mais recentemente, foram desenvolvidos outros tipos de configuração, com um arranjo espacial sob a forma linear ou sob a forma matricial e com uma pequena distância inter-elérodos (na ordem dos mm), os quais permitem tirar um maior partido da EMG (Vila-Chã, 2011).

Os elérodos de configuração linear podem conter entre 4 e 16 elérodos na mesma matriz e a distância inter-elérodos pode variar entre 2,5 e 10 mm. Já na configuração matricial, cada matriz pode conter até 100 elérodos, situando-se a distância inter-elérodos na ordem de poucos mm. Ambos são, geralmente, utilizados na identificação de zonas de inervação, na estimativa da velocidade de condução e na determinação de um padrão de ativação muscular no espaço e no tempo, com a aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares (Vila-Chã, 2011). Na Figura 9 estão representadas as várias configurações de elérodos existentes no mercado.

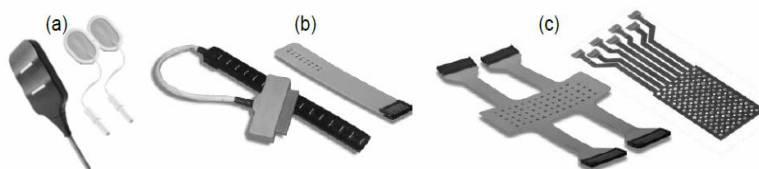


Figura 9 - Diferentes configurações de elérodos. (a) Eléetrodo clássico (b) Eléérodos em disposição linear (c) Eléérodos em disposição matricial (Vila-Chã, 2011)

Nas últimas décadas foram desenvolvidos sistemas mais complexos com eléérodos localizados longitudinalmente e transversalmente às fibras musculares de forma a determinar a localização e a dimensão das unidades motoras, bem como discriminar os potenciais de ação provenientes de cada unidade motora (Vila-Chã, 2011). No que respeita aos eléérodos com configuração diferencial, o SENIAM⁶ recomenda uma distância inter-eléérodos na ordem dos 20 mm, como representado na Figura 10.



Figura 10 - Configuração bipolar de eléérodos de superfície e distância inter-eléérodos (SENIAM, 1999)⁶

Apesar do grande desenvolvimento dos sistemas de EMG de superfície, persistem algumas

⁶<http://www.seniam.org/> (acedido em 10/05/2014)

limitações, nomeadamente associadas ao ruído e à variabilidade do sinal, em consequência dos diversos fatores que interferem na geração e reprodutibilidade dos sinais. No entanto, parte destas interferências podem ser grandemente reduzidas (Farina *et al.*, 2004a). As interferências são listadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Fatores que influenciam os dados recolhidos durante a EMG de superfície (Adaptado de Farina *et al.*, 2004a)

Fatores que influenciam a EMG de superfície	
	Forma do volume condutor
Anatómicos	Espessura do tecido subcutâneo
	Distribuição das unidades motoras no músculo
	Espaço ocupado pelas unidades motoras
	Distribuição e número de fibras musculares na unidade motora
	Comprimento das fibras musculares
Sistema de deteção	Contacto pele-eléctrodo (impedância, ruído)
	Filtro espacial para deteção do sinal
	Distância inter-eléctrodos
	Tamanho e forma do eléctrodo
	Inclinação do sistema de deteção relativamente à orientação das fibras musculares
	Localização dos eléctrodos sobre o músculo
Geométricos	Encurtamento da fibra muscular
	Deslocamento do músculo em relação ao sistema de deteção
Físicos	Condutividade dos tecidos
	Quantidade de <i>Cross-Talk</i> originário de músculos próximos
Propriedades da membrana da fibra muscular	Velocidade média de condução da fibra
	Distribuição das velocidades de condução das unidades motoras
	Distribuição das velocidades de condução das fibras musculares com as unidades motoras
	Forma dos potenciais de ação intracelulares
Propriedades da unidade motora	Número de unidades motoras recrutadas
	Distribuição das taxas de descarga das unidades motoras e coeficiente de variação das taxas de descarga
	Sincronização das unidades motoras

Com vista à minimização da influência da resistência da pele no sinal, é importante preparar a pele adequadamente, nomeadamente a sua limpeza com álcool e com um gel abrasivo para a remoção das células mortas e dos seus óleos protetores, de forma a reduzir a impedância do conjunto eléctrodo/pele, a qual deve ser inferior a 10 k Ω (Richards, 2008).

O contacto eléctrico é grandemente melhorado através da introdução de um gel condutor entre o eléctrodo e a pele (De Luca *et al.*, 2006).

Adicionalmente, o intervalo de tempo entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha do sinal de EMG deve ser superior a 5 minutos, período durante o qual se constata uma redução entre 20 e 30% dos valores iniciais da impedância da pele (Winter, 1979).

A posição dos eléctrodos no músculo e a sua orientação são, igualmente, importantes. Em contrações isométricas é recomendável que os eléctrodos sejam colocados entre o ponto motor mais distal e o tendão. Já em contrações dinâmicas é aconselhável a colocação dos eléctrodos o mais próximo possível do meio do ventre muscular, com vista à obtenção de potenciais máximos e à ampla superfície do músculo para a colocação estável dos eléctrodos (Kupa *et al.*, 1995).

No que respeita à orientação, os eléctrodos devem ser inseridos longitudinalmente, ou seja, paralelos à orientação das fibras musculares, assumindo que a sua orientação é linear e que estas estão paralelas umas às outras (Pires, 2006).

Existe um outro conjunto de interferências que podem ser recolhidas e amplificadas em conjunto com o sinal obtido. Movimentos, embora mínimos, nos artefactos mecânicos produzem uma corrente alternada que induz ruído no sinal. A sua redução é conseguida com a boa conexão existente entre os eléctrodos e a pele, a diminuição do movimento dos cabos de ligação e uma filtragem adequada. Equipamentos existentes na vizinhança podem também contribuir para o aumento do ruído existente no sinal recolhido, devido à existência de campos eletromagnéticos (Pires, 2006).

O *cross-talk* é um fenómeno produzido pela grande área de gravação dos eléctrodos de superfície, a qual faz com que exista um elevado risco de recolha de sinais provenientes de unidades motoras pertencentes a outros músculos (Basmajian *et al.*, 1985). Como o aumento da força exigida durante uma contração muscular provoca o aumento do número de unidades motoras ativas, o número de potenciais de ação por segundo também aumenta. Isto faz com que os sinais de EMG recolhidos correspondam a uma sobreposição espacial e temporal dos potenciais de ação das várias unidades motoras ativas, dificultando a análise de apenas um músculo (Stashuk, 2001). Existem diversas formas de redução do *cross-talk*, nomeadamente a utilização de eléctrodos de superfície diferenciais (Richards, 2008).

O sinal eletromiográfico corresponde à soma algébrica de todos os sinais detetados numa determinada área. Quando duas ou três unidades motoras estão ativas na vizinhança do eléctrodo de superfície, geralmente, é possível identificar, visualmente, os diferentes potenciais de ação. Contudo, quando o sinal eletromiográfico resulta na sobreposição de quatro ou mais potenciais de ação pertencentes a diferentes unidades motoras localizadas na vizinhança do eléctrodo, não é possível distingui-los visualmente, devido à sobreposição de sinais. Esta análise pode ser ainda dificultada pelo facto dos sinais referentes a cada unidade motora poderem ser semelhantes (De Luca *et al.*, 2006).

Para um maior conhecimento do funcionamento e das características das diferentes unidades motoras, atualmente, é possível decompor o sinal eletromiográfico obtido por EMG de superfície, tal como demonstrado na Figura 11.

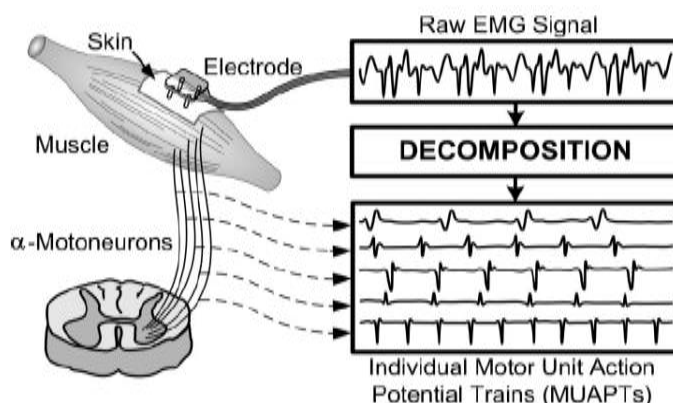


Figura 11 - Decomposição do sinal resultante da EMG de superfície nos vários potenciais de ação pertencentes a cada unidade motora (De Luca *et al.*, 2006)

Nas últimas três décadas existiram inúmeras e variadas abordagens sobre a extração dos vários potenciais de ação provenientes da atividade neuromuscular, todavia nestes métodos foram usados sensores de longa permanência, os quais têm desvantagens decorrentes da sua natureza invasiva, tais como o risco de infeção, a necessidade de esterilização dos sensores e do ambiente, a impossibilidade de colocação em determinadas zonas do corpo devido à sensibilidade destas, os danos no tecido muscular onde estes são inseridos, alterando a forma e a propagação dos potenciais de ação e, por último, a imobilização do sujeito, dado que um movimento inferior a

0,1 mm é propício a alterações na forma dos potenciais de ação, impossibilitando a identificação continuada de uma unidade motora específica e a decomposição algorítmica (De Luca *et al.*, 2006).

Consequentemente, foi proposta uma tecnologia bem-sucedida de decomposição do sinal eletromiográfico detetado por sensores de superfície, denominada *Precision Decomposition III*, a qual sucedeu aos métodos *Precision Decomposition I e II*, onde foram usados elétrodos de inserção. Esta nova técnica é realizada com recurso a algoritmos computacionais e encontra-se em fase inicial, porém, quando totalmente desenvolvida, poderá ser aplicada em diferentes áreas tais como a Neurologia, a Ergonomia e a Medicina Desportiva (De Luca *et al.*, 2006).

Aquisição do sinal eletromiográfico

O sinal eletromiográfico é adquirido por um amplificador, onde é efetuado parte do tratamento do sinal com a sua amplificação, filtragem e conversão num sinal digital. O amplificador está conectado a um computador, o qual funciona como sistema de aquisição (Richards, 2008). Na Figura 12 está representado um amplificador da OT Bioelettronica⁷. O sinal captado no corpo humano é analógico, ou seja, contínuo no tempo, devendo ser, para posterior registo no computador, convertido num sinal digital, um sinal discreto, que é definido somente para certos intervalos de tempo (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

Existem vários tipos de sistema de EMG, os quais podem funcionar por telemetria ou com recurso a cabos. No sistema de telemetria os artefactos mecânicos não perturbam ou incomodam a atividade do sujeito que se está a analisar, contudo existe a forte probabilidade de serem captadas radiofrequências que contaminam o sinal e o número de canais utilizados é restrito, comparativamente com o outro sistema. Relativamente, ao uso de sistemas de EMG com cabos a principal desvantagem prende-se com a delimitação da área em que decorre o estudo (Richards, 2008).

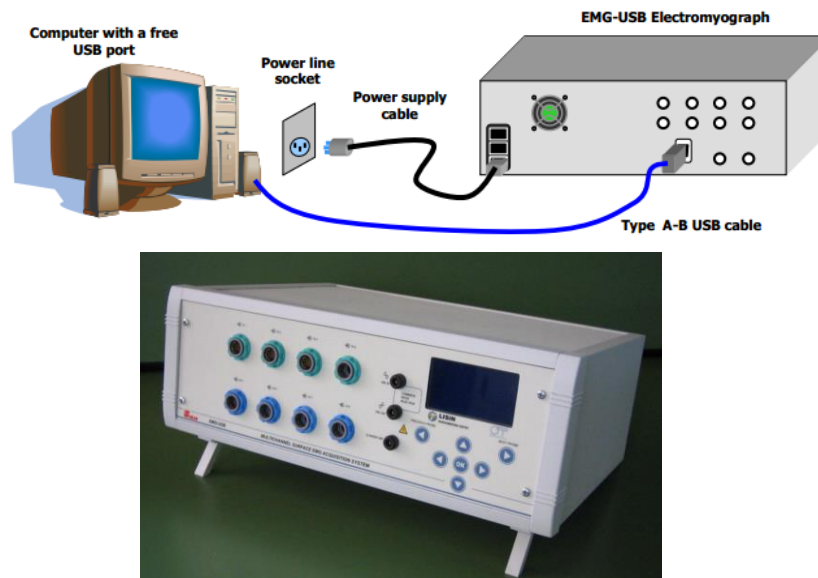


Figura 12 - Sistema de EMG de superfície (OT Bioelettronica, 2014)⁷

Existe um conjunto de parâmetros que definem o amplificador utilizado na aquisição do sinal eletromiográfico.

⁷ <http://www.otbioelettronica.it/attachments/article/70/EMG-USB%20ENG.pdf> (acedido em 10/07/2014)

A definição da frequência de amostragem é importante para a correta reprodução digital do sinal eletromiográfico analógico, uma vez que um sinal analógico reproduzido digitalmente com uma baixa frequência de amostragem pode não conter todas as informações relevantes. Deste modo, para uma correta reconstrução digital deve usar-se uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro da sua maior frequência (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

O sinal eletromiográfico pode conter frequências até cerca de 400 a 500 Hz e, portanto, considera-se como frequência de amostragem mínima para o sinal obtido a partir da EMG de superfície na ordem dos 1000 Hz (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

Devido à reduzida amplitude do sinal eletromiográfico, situada entre 10 μ V e 5 mV, durante a aquisição torna-se necessário amplificar o sinal para posterior processamento. Contudo são necessários cuidados para que não sejam modificadas as suas características (Bartlett, 2007). As principais características dos amplificadores são as seguintes:

- Ganho - Representa a quantidade de amplificação aplicada ao sinal, sendo calculado através do rácio entre a voltagem de saída e a voltagem de entrada. Idealmente, deve variar entre 100 e 10 000 (Bartlett, 2007).
- Impedância de entrada - A necessidade de obtenção de uma reduzida resistência da pele, como forma de redução do ruído, pode ser minimizada com a utilização de um amplificador com uma elevada impedância de entrada. O SENIAM recomenda uma impedância de entrada de 100 M Ω para um amplificador que faça uso de elétrodos de superfície passivos e na ordem dos 10 G Ω no caso de elétrodos ativos (Bartlett, 2007).
- Resposta em frequência - A capacidade que o amplificador possui de reproduzir a variação de frequências do sinal é designada por resposta em frequência. Tipicamente o sinal eletromiográfico captado em EMG de superfície situa-se entre 10 e 1000 Hz. Contudo, cerca de 95% do sinal encontra-se até 400 Hz. Por este motivo, o SENIAM recomenda a utilização de filtros passa-baixa no amplificador, de forma a serem removidas as frequências mais elevadas. Todavia, existem interferências na ordem dos 50 a 60 Hz, devido à corrente elétrica (Bartlett, 2007).
- Taxa de rejeição de modo comum - Esta mede a capacidade de um amplificador diferencial eliminar o sinal comum, ou seja, o que é detetado em dois ou mais elétrodos. Esta deve ser superior a 10 000 (Bartlett, 2007).

A filtragem do sinal eletromiográfico é conseguida com a introdução de um filtro, o qual permite a remoção de frequências indesejadas presentes no sinal captado (ruído e interferências), a separação de sinais e a passagem de frequências específicas.

Os filtros podem ser analógicos ou digitais, e podem ser implementados tanto em sinais analógicos como em digitais. Porém, os filtros digitais possuem um maior desempenho.

De um modo geral, há diferentes tipos de filtro que podem ser usados em EMG, a saber (Marchetti *et al.*, 2011):

- Filtro passa-alta (*high pass*) – Todas as frequências abaixo da frequência de corte (f_c) são atenuadas a zero.
- Filtro passa-baixa (*low pass*) – Todas as frequências superiores à f_c são atenuadas a zero.
- Filtro *stop band* – Todas as frequências maiores do que f_{c1} e menores do que f_{c2} são atenuadas a zero.
- Filtro passa-banda (*band pass*) – Todas as frequências menores do que f_{c1} e maiores do que f_{c2} são atenuadas a zero.

Na Figura 13 é possível visualizar a representação gráfica relativa ao funcionamento de cada tipo de filtro (Delsys, 2003)⁸.

⁸http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf (acedido em 18/04/2014)

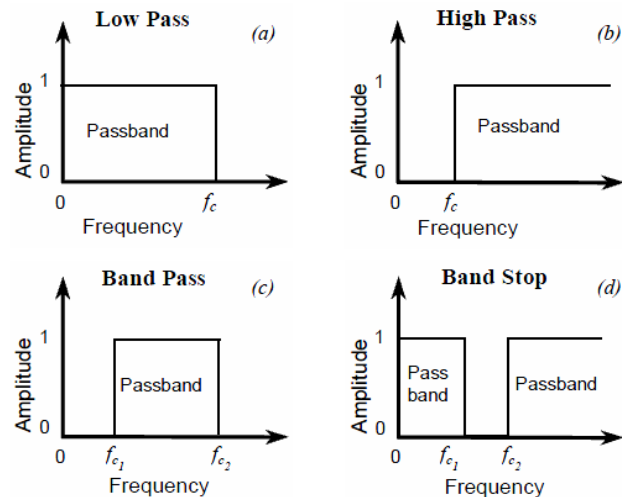


Figura 13 – Representação dos quatro principais tipos de filtro (Delsys, 2003)⁸

Para a seleção de um filtro apropriado deve, primeiramente, analisar-se os dados obtidos e adaptar a largura de banda do filtro à do sinal (Marchetti *et al.*, 2011).

Além da filtragem realizada pelo amplificador, durante o tratamento dos dados com recurso a um *software* de programação são geralmente filtradas as frequências fora da gama de interesse e que, portanto, representam ruído.

O padrão recomendado é de um filtro passa-banda de 20-450 Hz, para a aquisição do espectro completo do sinal eletromiográfico (Marchetti *et al.*, 2006)⁵.

O processo de digitalização de um sinal eletromiográfico analógico é realizado por um conversor analógico/digital, o qual captura sinais de voltagem (analógico) e expressa a informação em formato numérico (digital). Uma vez digitalizada, a informação pode ser processada pelo *software* para estudos posteriores. Este processo impõe limites inerentes ao grau de precisão, contudo, se o objetivo é o de representar corretamente o sinal original este pode ser reconstruído sem perda de informação. Na digitalização do sinal os valores dos dados são representados por um número limitado de dígitos binários (*bits*). Todos os conversores analógico-digitais possuem um número fixo de *bits* para quantificar a voltagem do sinal de entrada detetado, sendo as resoluções mais comuns em torno dos 8, 12 e 16 *bits* (Marchetti *et al.*, 2011).

A distorção do sinal eletromiográfico desde a fonte até à sua observação pode ser considerada como uma sequência de filtrações, as quais estão representadas no esquema da Figura 14.

É possível identificar os principais componentes e a sua afetação no conteúdo do sinal eletromiográfico

Constata-se que a pele e a interface eletrodo-eletrólito funcionam como filtros passa-baixa e passa-alta, respetivamente. Já os eletrodos, o amplificador e o sistema de aquisição funcionam como filtros passa-banda, com a definição da gama de frequências de interesse.

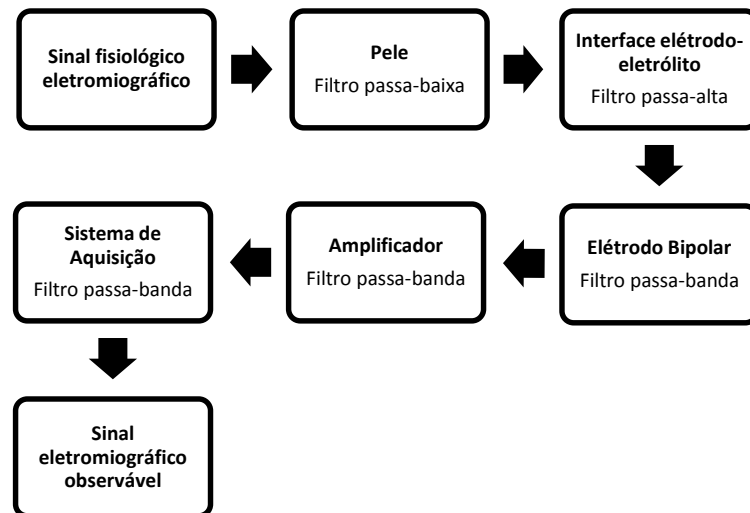


Figura 14 - Diagrama de blocos representativo dos aspectos mais relevantes aquando do processo de aquisição do sinal eletromiográfico (Adaptado de De Luca, 2006)

Processamento do sinal eletromiográfico

Uma análise qualitativa do sinal eletromiográfico em bruto possibilita uma primeira avaliação da atividade muscular e das relações entre os diversos músculos. Contudo, não é possível prescindir da quantificação do sinal para uma interpretação mais objetiva. Existem, assim, três parâmetros importantes na avaliação do sinal: a amplitude, a duração e a frequência.

A amplitude está relacionada com a quantidade de atividade elétrica detetada no músculo a cada momento, fornecendo informação sobre a intensidade de ativação muscular. A duração corresponde ao período de ativação do músculo estudado. Já a frequência depende da composição do músculo, das propriedades dos elétrodos e do local onde estes são colocados, dos processos de coordenação intramuscular e das características do potencial de ação das fibras musculares ativas (Pires, 2006).

A amplitude é um indicador da atividade muscular e, desta forma, o aumento da amplitude do sinal indica um aumento do número de unidades motoras ativas, todavia não é possível precisar a quantidade exata (Richards, 2008).

O sinal de EMG adquirido durante uma atividade, em função do tempo, pode ser quantificado sob vários métodos de processamento. Porém, anterior a esta análise, o sinal eletromiográfico tem de ser retificado, isto porque contém para além de fases positivas, igualmente fases negativas. A retificação permite a eliminação dos valores negativos e pode concretizar-se segundo dois métodos distintos: pela transformação das fases negativas em positivas (*full-wave*) ou com a remoção dos valores negativos do sinal bruto (*half-wave*). O primeiro método é o mais aconselhável, já que permite a conservação da energia total do sinal (De Luca, 2006). O *full-wave* consiste em elevar o sinal ao quadrado e posteriormente calcular a raiz quadrada do valor obtido (Richards, 2008).

Para o cálculo da amplitude, o procedimento mais utilizado em EMG de superfície é a integração, contudo este método não é recomendado pelo SENIAM (Bartlett, 2007). A integração pode ser realizada a partir de um algoritmo computacional, o qual executa a soma da atividade durante um período de tempo, através do cálculo da área sob o sinal ou curva, sem a remoção do ruído (De Luca, 2006).

O *Root Mean Square* (RMS) consiste no cálculo da raiz quadrada da potência média, quantificada em Volt, do sinal eletromiográfico num determinado intervalo de tempo (Bartlett,

2007). Este é facilmente calculado computacionalmente a partir de um sinal digital e não requer retificação (De Luca, 2006). O RMS é considerado como uma medida do número de unidades motoras recrutadas durante contrações voluntárias e é recomendado pelo SENIAM na determinação da amplitude do sinal eletromiográfico em contrações não-dinâmicas (Bartlett, 2007).

Na Figura 15 é possível constatar a aplicação dos dois métodos mencionados anteriormente para a determinação da amplitude ao longo do tempo de um sinal recolhido por EMG de superfície.

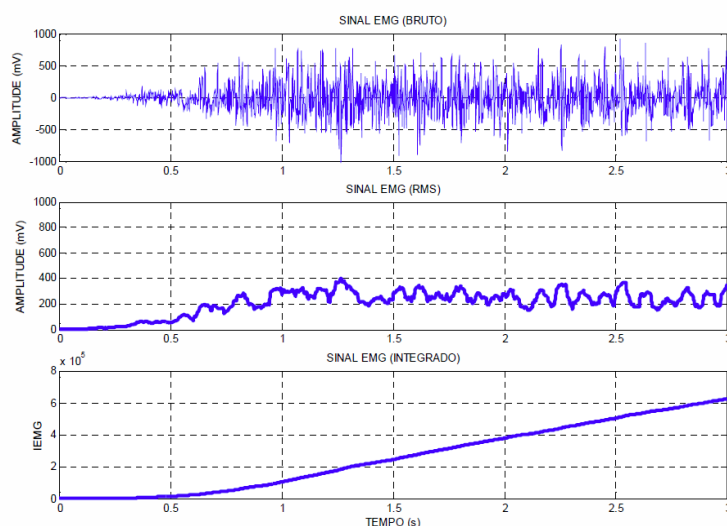


Figura 15 - Métodos RMS e integração para a determinação da amplitude de um sinal eletromiográfico ao longo do tempo (Marchetti *et al.*, 2006)⁵

A frequência corresponde à taxa de oscilações da onda representativa do sinal eletromiográfico (Richards, 2008). No domínio da frequência o sinal pode ser representado segundo frequências discretas ou segundo uma curva contínua de frequência, em função da sua amplitude (Bartlett, 2007).

A análise do sinal de EMG segundo o domínio da frequência permite a obtenção de um espectro de energia do sinal eletromiográfico, do qual podem ser extraídos parâmetros estatísticos que quantificam aspetos específicos do espectro e especificam a sua tendência central. As técnicas que envolvem as Transformadas de Fourier são vulgarmente utilizadas para a determinação do espectro de frequências, segundo o qual é possível obter dois parâmetros estatísticos: a frequência média e a frequência mediana (De Luca, 2006). Técnicas mais avançadas têm vindo a ser utilizadas, tais como as distribuições tempo-frequência de Cohen e a análise *wavelet* na determinação do espectro de frequências (Vila-Chã, 2011).

É importante salientar que todos estes métodos enquadrados em ambas as análises – tempo e frequência, são aplicados computacionalmente com recurso a um *software* de programação, como é o caso do MATLAB.

As características da amplitude e da frequência do sinal eletromiográfico são sensíveis a fatores intrínsecos e extrínsecos, tal como mencionado na Tabela 3. Desta forma, para se analisar e comparar sinais eletromiográficos de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições é necessário recorrer à normalização.

Normalizar significa transformar os valores absolutos de amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude correspondente a 100%. Geralmente, na normalização utiliza-se como referência o maior valor encontrado para a FMV, com a realização da contração isométrica para o músculo em estudo (Bartlett, 2007).

Formas de detecção da fadiga neuromuscular

No âmbito da saúde ocupacional e da ergonomia, a indicação de instalação de fadiga neuromuscular é necessária, já que atividades que induzem fadiga podem estar limitadas no tempo e o desempenho do trabalho pode ser influenciado negativamente. A EMG proporciona um conjunto de ferramentas importantes para a indicação de fadiga e uma avaliação adequada das medidas de *design* ergonómico (Luttmann *et al.*, 2000).

A configuração matricial em EMG de superfície permite analisar a distribuição do potencial elétrico durante a contração muscular. A técnica consiste na colocação de uma matriz de eléctrodos sobre o músculo e na obtenção de uma representação topográfica da atividade muscular eléctrica sobre o plano da pele e segundo duas dimensões (Farina *et al.*, 2008).

A frequência mediana, a amplitude e a velocidade de condução são variáveis usadas como índices de fadiga neuromuscular. Contudo, quando o número de unidades motoras ou a distribuição das taxas de descarga não é constante ao longo do tempo, estas relações não são válidas. Deste modo, é importante analisar a distribuição topográfica da ativação muscular (Figura 16), prevendo-se quais as zonas mais afetadas de um determinado músculo e mais propícias à fadiga (Farina *et al.*, 2008).

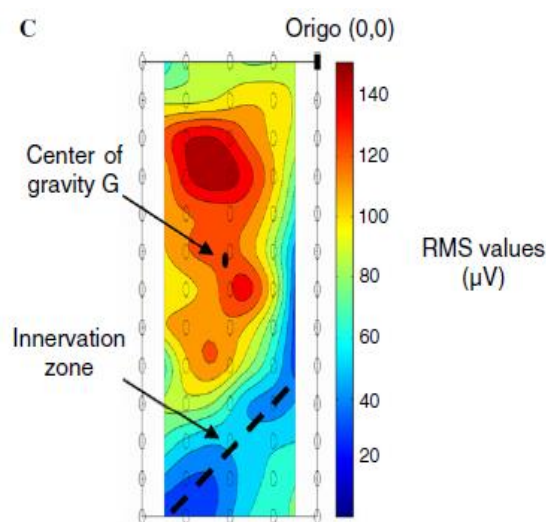


Figura 16 - Exemplo de um mapa da distribuição da atividade muscular do trapézio, indicação da zona de inervação e do centro de gravidade da amplitude em RMS (Madeleine *et al.*, 2006)

Para caracterizar a distribuição espacial da atividade muscular são extraídas duas coordenadas do centro de gravidade da amplitude do sinal eletromiográfico em RMS, G_x e G_y , para a direção medial – lateral e para a direção caudal – cranial, respetivamente. A Equação 2.1 e a Equação 2.2 (Madeleine *et al.*, 2006) mostram as fórmulas matemáticas utilizadas para determinar G_x e G_y , respetivamente.

$$G_x = \frac{1}{RMStotal} \sum_{i=1}^n RMS_i X_i \quad (\text{Equação 2.1})$$

$$G_y = \frac{1}{RMStotal} \sum_{i=1}^n RMS_i Y_i \quad (\text{Equação 2.2})$$

Em que:

RMStotal - corresponde ao somatório dos valores RMS correspondentes a cada eléctrodo da matriz,

RMS_i - é o valor RMS na posição correspondente às coordenadas (x_i, y_i),

n - é o número de elétrodos.

O **centro de gravidade** corresponde ao ponto em torno do qual se observa uma distribuição uniforme dos valores de RMS.

No contexto da análise espacial da distribuição da atividade muscular, a entropia modificada é uma variável que indica o grau de homogeneidade dos valores da amplitude em RMS referentes aos diferentes elétrodos da matriz (Farina *et al.*, 2008). A Equação 2.3 (González-Izal *et al.*, 2012) mostra a fórmula matemática utilizada para determinar a entropia modificada.

$$\text{Entropia} = - \sum_{i=1}^n p^2(i) \log_2 p^2(i) \quad (\text{Equação 2.3})$$

Em que:

n - é o número de elétrodos,

$p^2(i)$ - é o quadrado do valor RMS para o elétrodo i , normalizado pelo somatório dos quadrados dos n valores RMS dos n elétrodos.

Valores de entropia mais elevados correspondem a uma maior uniformidade da amplitude em toda a matriz (González-Izal *et al.*, 2012).

Com a EMG de superfície de alta densidade, tal como é designada esta técnica, foi demonstrado que a distribuição espacial da amplitude do sinal eletromiográfico não é homogênea, o que reflete a heterogeneidade quer na distribuição das unidades motoras dentro do músculo quer na estratégia com que as unidades motoras são recrutadas, em contrações curtas ou sustentadas (Holtermann *et al.*, 2005). Isto pode refletir a subdivisão funcional, que parece particularmente conveniente em músculos com uma elevada diversificação de funções biomecânicas, como por exemplo o trapézio superior (Johnson *et al.*, 1994). Cada região do músculo é controlada de forma independente e as unidades motoras não possuem uma distribuição uniforme da taxa de descarga (Falla *et al.*, 2008). As unidades motoras recebem diferentes impulsos nervosos, dependendo da localização dos diferentes tipos de fibras musculares (Falla *et al.*, 2008).

Farina *et al.* (2008) constataram que no trapézio superior a distribuição espacial da atividade muscular varia ao longo do tempo, durante uma contração sustentada, dado que a reorganização da atividade muscular tem um significado funcional no impedimento do desenvolvimento da fadiga neuromuscular, devido à diminuição da sobrecarga nas fibras musculares. Os mesmos autores chegaram à conclusão de que durante uma contração estática de abdução dos ombros, segundo um ângulo de 90°, a entropia diminui devido à instalação de fadiga neuromuscular, refletindo uma menor uniformidade do mapa topográfico da atividade muscular. Além disso, os autores concluíram que indivíduos com uma atividade muscular menos uniforme apresentam alterações mais acentuadas nas coordenadas do centro de gravidade do RMS, mostrando quão importantes são as mudanças na distribuição espacial da atividade muscular para a manutenção de uma contração estática.

Em contrações prolongadas ou repetitivas, as unidades motoras que não estão ativas no início da contração muscular podem ser ativadas durante a contração (Falla *et al.*, 2008). Diferentes partes do músculo são ativadas durante a contração muscular e em diferentes fases do desenvolvimento da fadiga, permitindo a manutenção da força, o aumento do tempo de falência muscular e uma menor probabilidade de LMERT (Farina *et al.*, 2008, Falla *et al.*, 2014).

Luttmann *et al.* (2000) concluíram que as fibras musculares do trapézio superior não são uniformes em termos de propriedades morfológicas e histológicas. Os neurónios motores desta porção do trapézio recebem diferentes *inputs* sinápticos, o que sugere que as distintas regiões do

músculo podem ser controladas de forma independente. Como consequência, as unidades motoras das diferentes zonas do trapézio superior possuem diferentes taxas de descarga e adaptam-se distintamente às situações de fadiga neuromuscular. Esta variação na ativação muscular é relevante para evitar a sobrecarga nas mesmas fibras musculares durante a ativação prolongada.

Em condições submáximas, a frequência e a amplitude do sinal eletromiográfico têm sido os parâmetros mais utilizados no estudo da fadiga neuromuscular aquando da realização de uma tarefa, uma vez que se verificou que a frequência tende a desviar-se para valores mais reduzidos e a amplitude tende a aumentar (Basmajian *et al.*, 1985). Estas alterações devem-se ao aumento da duração do potencial de ação das unidades motoras, em resultado da redução da velocidade de condução (Bartlett, 2007).

Dado que o sinal eletromiográfico é o resultado da soma das contribuições elétricas, recrutamento e taxa de descarga, das unidades motoras ativas durante uma contração muscular, a amplitude é frequentemente utilizada para quantificar a magnitude da atividade da unidade motora e, portanto, estimar o *output* da medula espinal (Basmajian *et al.*, 1985).

Estudos recentes têm vindo a demonstrar que a amplitude subestima, geralmente, a ativação neural enviada para os músculos, devido à sobreposição de fases positivas e negativas dos potenciais de ação das unidades motoras. Porém, os efeitos do cancelamento podem ser substancialmente reduzidos com a normalização do sinal eletromiográfico. Embora a amplitude seja um parâmetro importante, corresponde a um índice bruto da atividade muscular em ambas as condições, fatigantes e não fatigantes, originando resultados duvidosos (Keenan *et al.*, 2005).

Durante contrações isométricas fatigantes foi demonstrado que o declínio na velocidade de condução ocasiona uma modificação proporcional do espectro de energia do sinal eletromiográfico para frequências mais baixas (Basmajian *et al.*, 1985).

Deste modo, o espectro de energia obtido no domínio da frequência pode ser usado como indicação do limiar da ocorrência de fadiga neuromuscular no indivíduo, já que existe um desvio acentuado do espectro para a zona de baixas frequências e a obtenção de valores inferiores das frequências média e mediana (Bartlett, 2007). O declive da reta obtida pela variação da frequência mediana ao longo do tempo dá indicação do início da instalação da fadiga neuromuscular (Farina *et al.*, 2003), tal como se pode visualizar pela Figura 17 (De Luca, 1997).

A frequência mediana possui uma menor sensibilidade ao ruído, o que faz com que para situações em que o rácio sinal-ruído é inferior a 6 esta seja particularmente útil (De Luca, 2006).

O número de zeros no sinal eletromiográfico em bruto pode ser usado previamente como um indicador do número de potenciais de ação gerados, estando bem relacionado com a frequência mediana (Richards, 2008).

A maioria dos estudos, envolvendo a deteção da fadiga neuromuscular através da EMG, realizou-se em virtude de contrações isométricas, considerando-se, assim, o sinal eletromiográfico como estacionário e estocástico, com distribuição de amplitude gaussiana e média igual a zero (Basmajian *et al.*, 1985).

Em situações dinâmicas não é legítimo assumir que o sinal eletromiográfico se mantém estacionário, dado que as frequências são alteradas continuamente. As variações na produção de força e no ângulo da articulação modificam o número de unidades motoras ativas, as taxas de disparo das unidades motoras, a geometria entre as fibras musculares ativas e os eléctrodos, a geometria entre a zona de inervação e o tendão e o comprimento das fibras musculares (Karlsson *et al.*, 2003). Adicionalmente, o aumento da temperatura corporal eleva a frequência mediana do sinal eletromiográfico, podendo originar resultados ambíguos (González-Izal *et al.*, 2012). Desta feita, o estudo das frequências do sinal eletromiográfico em condições dinâmicas deve fazer uso de métodos apropriados para o processamento de sinais não estacionários e, conseqüentemente, a

Transformada Discreta de Fourier, bem como outros métodos clássicos, poderão não ser os mais apropriados (Karlsson *et al.*, 2003).

Existem vários procedimentos para a realização de uma análise tempo-frequência dos quais se destacam: *Choi-Williams Distribution*, *Wiger-Ville Distribution*, *Short-Time Fourier Transform* e *Wavelet Transform* (González-Izal *et al.*, 2012).

A metodologia que tem vindo a ser mais amplamente utilizada para o estudo de sinais não estacionários de origem biológica é a *Short-Time Fourier Transform*. Esta consiste na divisão do sinal em pequenas porções de tempo sucessivas e na realização de uma transformada de Fourier em cada uma das porções consideradas, determinando-se, assim, a evolução das frequências ao longo do tempo (Vila-Chã, 2011).

O estudo produzido por Farina *et al.* (2003) refere a ausência de mudanças significativas nas variáveis que caracterizam a EMG de superfície (amplitude e frequência mediana) durante contrações muito reduzidas dos músculos da coluna, o que demonstra algumas dificuldades em analisar a fadiga neuromuscular nestas situações pelas técnicas clássicas, devido ao ruído existente. Os autores concluem ainda que é importante desenvolver algoritmos para o processamento do sinal que permitam a eliminação do ruído.

No entanto, as variações no espectro de energia nem sempre seguem as variações na velocidade de condução. Fatores como as alterações na taxa de disparo durante a contração e a distância entre as fibras musculares ativas e os elétrodos de registo do sinal eletromiográfico podem mascarar a associação entre a velocidade de condução e as propriedades espectrais do sinal eletromiográfico. Propriedades anatómicas das fibras musculares, tais como o comprimento e a inclinação, complicam, igualmente, o uso da análise espectral. Estas propriedades são intrínsecas às propriedades dos sinais eletromiográficos e, deste modo, independentes do método utilizado para estimar o espectro de energia (Vila-Chã, 2011).

As modificações na amplitude e na frequência mediana não dependem somente do estado de fadiga neuromuscular, mas também da produção de força. Em ambiente laboral a produção de força é determinada pelas necessidades de trabalho e, assim, não é possível aceder diretamente à causa. Deste modo, de forma a superar esta objeção, devem ser realizadas contrações teste, segundo níveis de força e posturas específicos, e recolhido, simultaneamente, o sinal eletromiográfico (Luttmann *et al.*, 2000).

Por estes motivos, foi recentemente proposta uma técnica para a avaliação direta da velocidade de condução da fibra muscular a partir de sinais obtidos em EMG de superfície durante contrações dinâmicas. O método baseia-se na utilização de elétrodos de superfície multicanais com configuração matricial ou linear, sendo a velocidade de condução estimada diretamente através do cálculo da divisão da distância entre os elétrodos pelo atraso temporal entre dois ou mais sinais eletromiográficos, detetados ao longo da direção das fibras musculares. Com base nestes sinais é possível estimar a velocidade de condução global ou pertencente a uma unidade motora (Falla *et al.*, 2005).

A velocidade de condução global é determinada pela análise do sinal eletromiográfico através de um conjunto de equações propostas por Farina e Merletti (2004b). A velocidade de condução pertencente a cada unidade motora pode ser determinada diretamente através da EMG de profundidade, contudo este é um método invasivo, doloroso para o sujeito e que acarreta maiores riscos do que a EMG de superfície.

Muitos fatores contribuem para alterações na forma dos sinais detetados, incluindo um alinhamento defeituoso dos elétrodos relativamente à direção das fibras musculares, a falta de homogeneidade do volume condutor e o ruído, o que pode resultar em diferentes estimativas da velocidade de condução (Farina *et al.*, 2004b).

Farina *et al.* (2004b) propuseram a combinação entre a eletromiografia intramuscular e a eletromiografia de superfície multicanal, uma vez que podem ser obtidas informações confiáveis

sobre as propriedades individuais, centrais e periféricas, das unidades motoras. Tal permite a investigação simultânea dos ajustes fisiológicos e do controlo motor das unidades motoras, em resposta a ambientes específicos e ao treino (Vila-Chã, 2011).

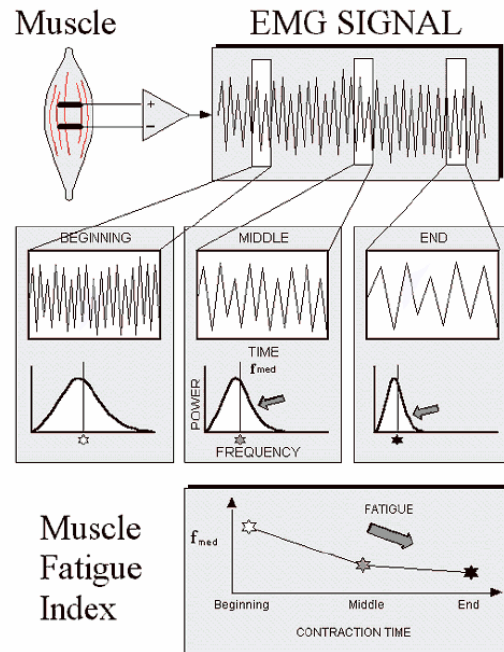


Figura 17 - Modificação espectral no sinal eletromiográfico e evolução do índice de fadiga, representado pela frequência mediana (De Luca, 1997)

2.3.2 Mecanomiografia

Durante a contração muscular ocorrem vibrações mecânicas, resultantes de três processos principais: vibrações musculares internas, intrínsecas à contração muscular, oscilações do sistema motor (tremores e clónus) e artefactos. A mecanomiografia (MMG) é utilizada para avaliar as vibrações musculares geradas pelo somatório espaço-temporal das contrações individuais das fibras musculares, pertencentes às unidades motoras ativas, as quais se traduzem em movimentos oscilatórios na pele. O uso da MMG é particularmente útil em situações experimentais em que a EMG não é viável, nomeadamente na presença de elevado ruído ambiental. Para a avaliação das vibrações musculares podem ser utilizados transdutores de som ou acelerómetros, os quais são colocados à superfície da pele sobre o músculo avaliado. Estes equipamentos são independentes da acústica ambiental e do ruído elétrico (Tarata, 2003).

A MMG é viável na monitorização da fadiga neuromuscular, com base no estudo da frequência e amplitude do sinal. Alguns estudos revelam semelhanças entre o sinal obtido por EMG e MMG, nomeadamente a diminuição da frequência mediana e o aumento do RMS durante o exercício de uma contração muscular (Figura 18) (Tarata, 2003).

De acordo com Tarata (2003), a MMG é tão importante quanto a EMG de superfície no estudo e acompanhamento da fadiga neuromuscular.

No entanto, as propriedades, aplicações e protocolos da MMG ainda não se encontram bem desenvolvidos, ao invés da EMG (Yang *et al.*, 2009).

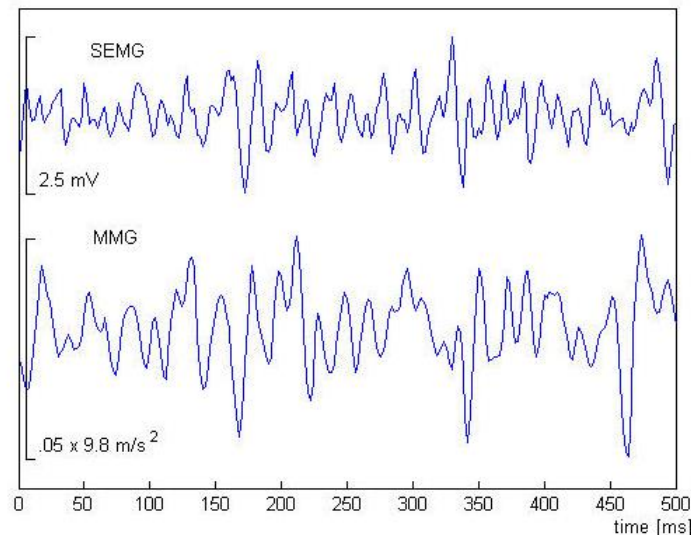


Figura 18 - Sinais obtidos por EMG de superfície e por MMG na mesma zona do bíceps, durante uma contração isométrica (Tarata, 2003)

2.3.3 Análise do lactato

Após a execução de vários conjuntos de contrações dinâmicas fatigantes é observado um aumento excessivo da concentração de lactato e de amónia no sangue (González-Izal *et al.*, 2012). Análises ao sangue e biópsias podem ser realizadas com vista à quantificação destes metabolitos e, assim, determinar a instalação da fadiga neuromuscular (González-Izal *et al.*, 2012).

2.3.4 Força

A força foi um dos primeiros parâmetros a ser utilizados na determinação da fadiga neuromuscular (González-Izal *et al.*, 2012). Esta pode ser medida diretamente, nomeadamente com sensores portáteis de tensão localizados sobre o músculo que se pretende avaliar (González-Izal *et al.*, 2012). Estes sensores de tensão têm como princípio a utilização de células de carga, as quais devem estar fixas (Al-Mulla *et al.*, 2011).

A avaliação da força juntamente com uma análise eletromiográfica permite um estudo mais pormenorizado da fadiga neuromuscular (González-Izal *et al.*, 2012).

2.3.5 Ergógrafo de Mosso

A fadiga neuromuscular pode ser medida objetivamente usando um aparelho designado por Ergógrafo de Mosso, que regista a contração máxima de um dos dedos da mão, a um ritmo constante. O perfil da curva obtida é designado por ergograma. Os ergogramas são utilizados como testes para a seleção de trabalhadores e para o dimensionamento das pausas no trabalho. A utilização deste equipamento apresenta limitações, dado que a situação real de trabalho é bem diferente daquela que consiste apenas em, por exemplo, contrair um dedo a um ritmo constante. De qualquer modo, pode ser utilizado para demonstrar as diferenças individuais, entre sujeitos submetidos às mesmas condições de teste (Iida, 2010).

2.3.6 Escala de Borg

Existem várias escalas de avaliação da fadiga. A Escala de Borg consiste num método de classificação da percepção subjetiva do esforço, sendo aplicável à avaliação da fadiga neuromuscular (Al-Mulla *et al.*, 2011). Um estudo de avaliação da fadiga neuromuscular em relação ao músculo do ombro reflete uma correlação entre a avaliação objetiva obtida pela EMG (RMS e frequência mediana) e a avaliação subjetiva realizada pela Escala de Borg (Oberger *et al.*, 1994).

Uma vez que a Escala de Borg é utilizada para avaliar a fadiga de forma subjetiva, a comparação das classificações entre os sujeitos é dificultada, dado que ela difere consoante a percepção de cada um deles. Contudo, um especialista pode ser capaz de utilizar esta escala de forma mais objetiva, pela identificação dos diferentes estágios de fadiga (Al-Mulla *et al.*, 2011).

Os 10 patamares da Escala de Borg estão representados na Tabela 4.

Tabela 4 - Escala de Borg modificada (Adaptado de Al-Mulla *et al.*, 2011)

Escala de Borg Modificada	
0	Nenhuma
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	
7	Muito intensa
8	
9	Muito, muito intensa
10	Máxima

3 OBJETIVOS, MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Objetivos da Dissertação

A ausência de estudos no âmbito da instalação e desenvolvimento de fadiga neuromuscular em cirurgias do bloco operatório de cirurgia cardiorácica e a possível relação com o desencadeamento de LMERT proporcionou a realização do presente trabalho. São objetivos específicos desta dissertação:

- Investigar a relação existente entre o desenvolvimento de fadiga neuromuscular em trabalhos de longa duração, baixo *stress* e com elevada minuciosidade e os parâmetros eletromiográficos;
- Determinar o nível de ativação do trapézio superior e médio, através do cálculo da amplitude (ARV) do sinal eletromiográfico;
- Analisar a velocidade de condução;
- Determinar a distribuição espacial da atividade muscular do trapézio.

3.2 Metodologia Global de Abordagem

Esta dissertação enquadra-se na realização de um estudo de campo, em contexto real, no Serviço de Cirurgia Cardiorácica do Hospital de São João. Posto isto, foi analisada e avaliada a fadiga neuromuscular num cirurgião deste serviço durante um dia de trabalho completo. Tal foi conseguido através de um método inovador e em desenvolvimento, a EMG de superfície de alta densidade, como forma de deteção de LMERT e de avaliação de um padrão de cansaço definido ao longo de um dia de trabalho. Assim, avaliou-se o desenvolvimento de fadiga neuromuscular durante duas cirurgias e a sua importância na capacidade em realizar corretamente as tarefas por parte do profissional de saúde.

3.3 Materiais e Métodos

3.3.1 Revisão do local e atividade em estudo

O bloco operatório de cirurgia cardiorácica do Hospital de São João é constituído por três salas de cirurgia, as quais funcionam permanentemente. As salas são fechadas, possuem um ambiente estéril e iluminação artificial, em complemento da iluminação natural praticamente inexistente e são preenchidas por uma vasta quantidade de equipamentos de alta tecnologia e complexidade, necessários para a realização das cirurgias. Em cada cirurgia existe uma equipa constituída por 7 elementos, os quais apoiam a atividade desempenhada pelo cirurgião, nomeadamente o ajudante de cirurgia, o enfermeiro instrumentista, o enfermeiro circulante, o enfermeiro anestesista, o médico anestesista e o perfusionista. Na Figura 19 está representada uma das salas de cirurgia.

No bloco operatório de cirurgia cardiorácica são realizados vários tipos de cirurgia, em função das necessidades do doente, as quais têm uma duração variável devido à sua complexidade. Contudo, habitualmente, a cirurgia não se estende por um período de tempo superior a 4 horas. Os cirurgiões não realizam um número fixo de cirurgias por semana. Isto depende de vários fatores: número de cirurgias fora do serviço (em férias, em formação, ausentes por doença ou outros motivos), se estão ou não a dar apoio à unidade de cuidados intensivos, se estão a apoiar o internamento e se existem cirurgias de urgência. Regra geral não operam no dia em que estão em consultas.

As tarefas desempenhadas pelo cirurgião são complexas, precisas e minuciosas, exigem uma elevada concentração e pouca força muscular, apesar dos músculos estarem ativos durante um longo período de tempo. O cirurgião opera na posição de pé, curvando-se em alguns momentos da cirurgia. A cama onde está o doente movimenta-se para cima e para baixo, ajustando-se às necessidades da tarefa desempenhada pelo cirurgião e à sua altura. Este tem, igualmente, à sua disposição um estrado. Os holofotes também se movimentam, contudo, por vezes, o cirurgião utiliza, ainda, uns óculos de aumento.



Figura 19 - Uma das salas de operações do bloco operatório de cirurgia cardiotorácica do Hospital de São João

3.3.2 Materiais

Na recolha de dados foi utilizado um amplificador de alta densidade de EMG comercializado pela OT Bioelettronica (Torino, Itália), de 128 canais, passa-banda 10-500 Hz, 3-dB, frequência de amostragem de 2048 Hz e placa A/D de 12 bits. A atividade da porção superior e da porção média do trapézio foi avaliada através da aplicação de uma matriz adesiva semi-descartável de 64 elétrodos de superfície de Ag/AgCl. A matriz consistia em 13 linhas e 5 colunas de elétrodos (2 mm de diâmetro, distância inter-elétrodos de 8 mm). Foram utilizados dois elétrodos de referência do modelo Ambu Neuroline 720 (Dinamarca), os quais são descartáveis e possuem um gel condutor.

3.3.3 Caracterização do sujeito

O cirurgião avaliado tem 58 anos de idade, mede 1 metro e 70 centímetros, tem uma massa corporal de 72 kg e não possui qualquer tipo de patologia.

Este sujeito não apresenta queixas ao nível da coluna, a não ser o cansaço após cirurgias muito prolongadas. A cirurgia realizada no período da manhã consistiu numa revascularização do miocárdio e a cirurgia realizada da parte da tarde compreendeu uma substituição de válvula mitral. Estas cirurgias tiveram uma duração aproximada de 4 horas cada. As atividades deste cirurgião consistem em cirurgias de vários tipos, consultas externas, internamento e unidade de cuidados intensivos.

3.3.4 Procedimento Experimental

O procedimento experimental que se segue foi realizado em ambas as cirurgias, decorridas uma no período da manhã e outra no período da tarde.

Antes da realização da cirurgia a pele morta foi removida por abrasão com um gel específico, de seguida foi limpa com água e seca, sendo, posteriormente, colocada a matriz, com configuração monopolar, sobre as porções superior e média do trapézio direito, de acordo com a Figura 20. Os elétrodos da matriz não estavam em contacto direto com a pele, dado que foram preenchidos com um gel condutor específico.

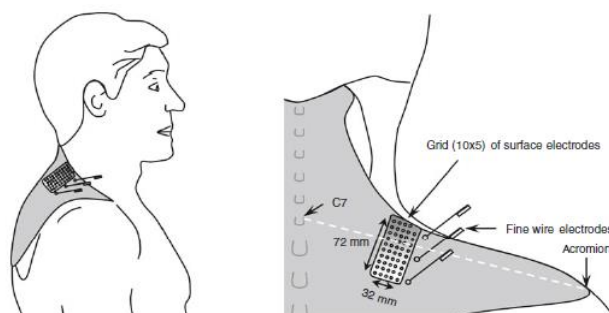


Figura 20 - Localização da matriz na porção superior e média do trapézio direito (Falla *et al.*, 2008)

Para a colocação da matriz, a zona de inervação principal do trapézio superior direito ao longo da linha que une a vértebra C7 e o acrómio foi identificada e a matriz foi colocada a meio dessa linha, de modo a que a 4ª linha da matriz ficasse nivelada com a linha vértebra C7-acrómio. A parte final da matriz cobriu a porção média do trapézio. Os dois elétrodos de referência foram posicionados no acrómio (Falla *et al.*, 2008).

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada durante toda a cirurgia, em intervalos de tempo de 2 minutos, intercalados com tempos de pausa de 10 minutos. Nesta etapa, considerou-se um ganho a variar entre 2000 e 5000.

O processamento do sinal eletromiográfico foi realizado em MATLAB, para ambas as cirurgias, e baseado nos estudos produzidos pelos seguintes autores: Farina *et al.* (2008), Falla *et al.* (2008) e Falla *et al.* (2014).

Inicialmente, fez-se um pré-tratamento com a realização da diferenciação simples entre os canais monopulares da matriz, com vista à redução do ruído, e de uma filtragem passa-banda entre 10 e 400 Hz com filtro Butterworth.

Como o sinal eletromiográfico resultante de contrações dinâmicas não é estocástico nem estacionário, os resultados devem ser obtidos em intervalos de tempo muito pequenos, comparativamente com estudos feitos em contrações isométricas.

Para a realização de uma análise em termos de amplitude foi calculado o Averaged Rectified Value (ARV) em intervalos de tempo de 1 segundo para o sinal eletromiográfico recolhido ao longo das duas cirurgias. O ARV foi calculado através da expressão matemática (González-Izal *et al.*, 2012) apresentada na Equação 3.1.

$$ARV = \frac{1}{n} \sum_n |x_n| \quad (\text{Equação 3.1})$$

Onde:

x_n - corresponde aos valores de tensão do sinal eletromiográfico em volt,

n - representa o número de amostras.

De forma a investigar a distribuição topográfica da atividade muscular, a coordenada y do centróide da amplitude foi determinada de acordo com a equação matemática 2.2, referida no subcapítulo 2.3.1 da presente dissertação, para intervalos de tempo de 1 segundo. Para a realização dos mapas representativos da atividade muscular foi necessário proceder a uma interpolação segundo um fator de 8. Estes foram realizados para instantes de tempo fixos, em torno de uma média temporal de 30 segundos.

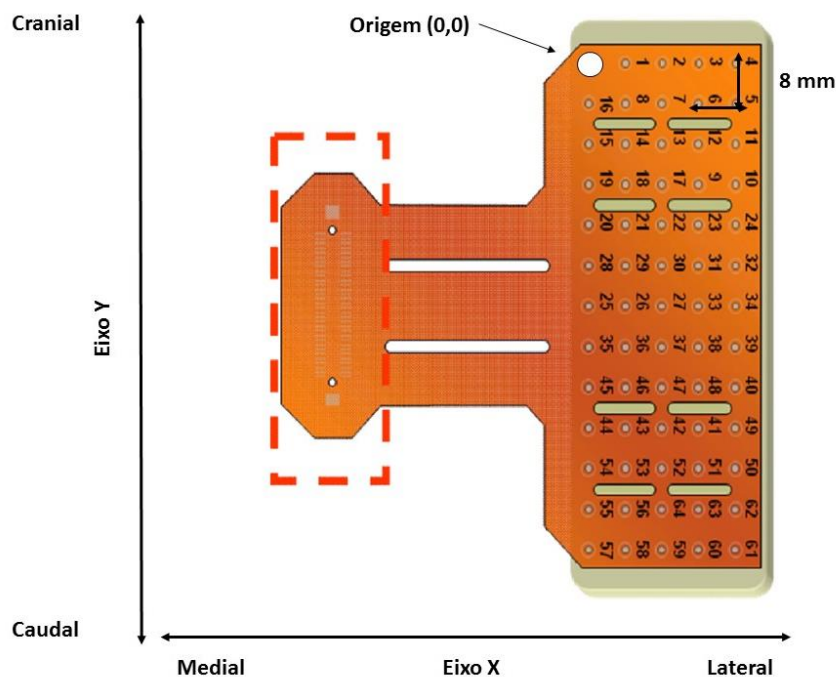


Figura 21 - Representação esquemática da matriz de 64 eletrodos monopolares com indicação dos eixos coordenados e da origem para a definição da posição de cada eletrodo

A velocidade de condução foi calculada segundo um conjunto de equações desenvolvidas por Farina *et al.* (2004b).

PARTE 2

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados recolhidos neste estudo foram tratados por meio de rotinas desenvolvidas em MATLAB, de modo a analisar o comportamento das variáveis, com o objetivo de compreender a sua variação e a sua relação com a instalação de fadiga neuromuscular. Os resultados apresentados não se encontram normalizados.

4.1 Análise da amplitude do sinal eletromiográfico

A eletromiografia envolve o estudo da amplitude, a qual está diretamente relacionada com o número de unidades motoras ativas. Desta forma, foi calculada a amplitude ao longo do tempo para as duas cirurgias, cujos resultados estão apresentados na Figura 22.

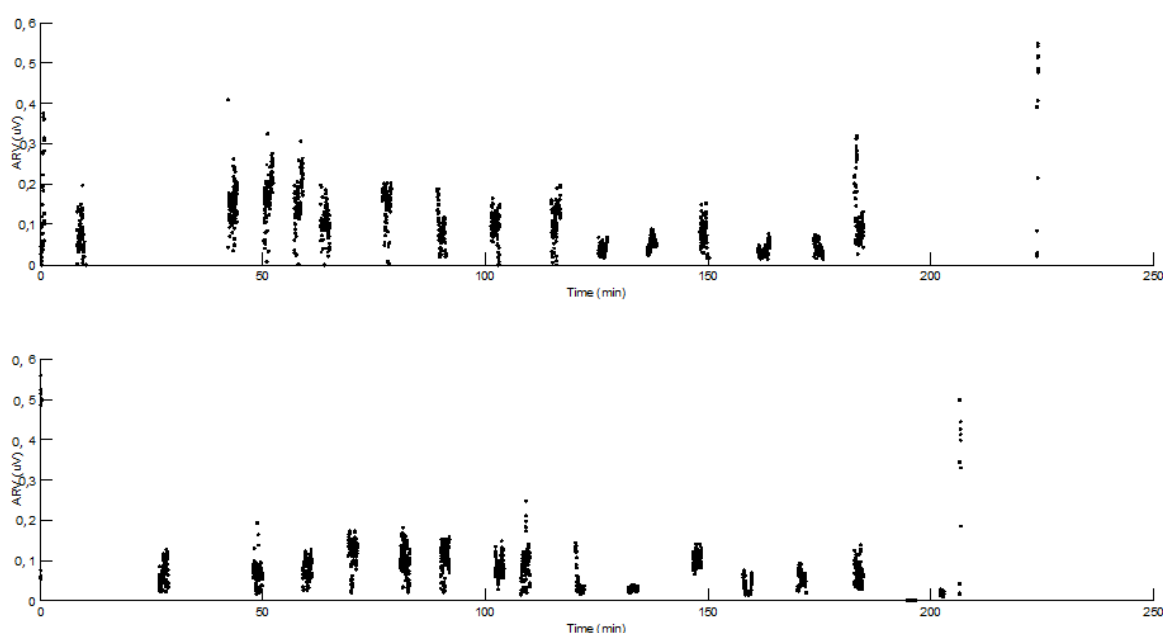


Figura 22 - Amplitude do sinal eletromiográfico para as cirurgias que ocorreram no período da manhã e no período da tarde, respetivamente

De acordo com os gráficos da Figuras 22 constata-se que a ativação muscular do trapézio é reduzida, oscilando ao longo do tempo em função dos movimentos realizados. No período da manhã obteve-se uma amplitude média de $0,68 \mu\text{v}$, o que corresponde a 43% da amplitude observada durante a contração máxima isométrica. No caso do período da tarde obteve-se uma amplitude média de $0,54 \mu\text{v}$, valor este que corresponde a 38% da amplitude obtida durante a contração máxima isométrica.

No período da tarde a amplitude é, de um modo geral, menor do que na cirurgia que ocorreu durante a manhã, dado que as cirurgias são distintas e requerem movimentos diferentes e, como tal, a cirurgia que ocorreu no período da manhã pode ter sido mais exigente em termos neuromusculares. Como não foi possível utilizar câmaras de vídeo para a recolha de imagens, devido à constante mobilidade dos trabalhadores, não é possível relacionar a variação da amplitude com o tipo de movimento realizado pelo cirurgião num determinado instante de tempo. O facto de o sujeito estar mais apto ao nível neuromuscular durante a manhã comparativamente com o período da tarde, pode originar níveis de ativação mais altos e, assim, valores de amplitude superiores.

Para um estudo mais completo, seria importante determinar o número de unidades motoras ativas ao longo de toda a cirurgia, de forma a ser possível estabelecer uma relação com a variação da amplitude.

4.2 Análise da posição do centróide

Na Figura 23 está representada a posição, segundo o eixo y, do centróide da amplitude para os períodos da manhã e da tarde.

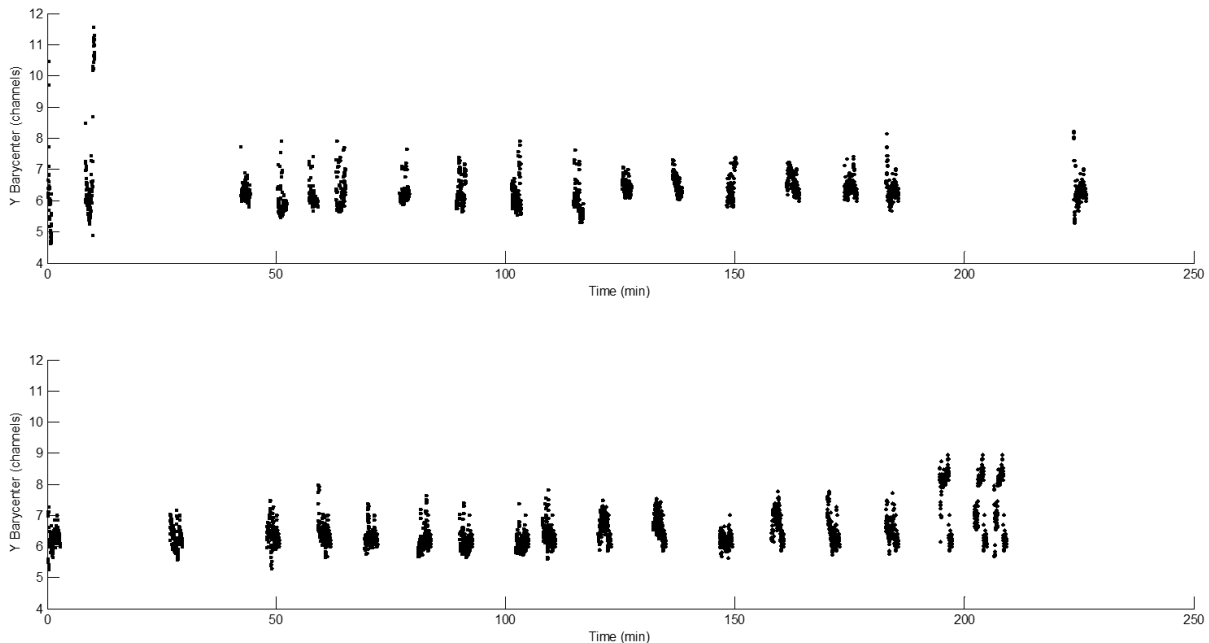


Figura 23 - Evolução do centróide ao longo do tempo para os períodos da manhã e da tarde, respetivamente

Os gráficos da Figura 23 mostram que os valores da coordenada y do centróide se mantêm, praticamente, constantes, situando-se nas proximidades dos mesmos elétrodos.

Estudos realizados, em laboratório, por Falla *et al.* (2008) e Farina *et al.* (2008) mostram o deslocamento do centróide da amplitude no músculo do trapézio, durante contrações musculares isométricas. Porém, não é possível estabelecer comparações entre os estudos existentes e os resultados obtidos na presente dissertação, dado que este estudo foi realizado no âmbito de contrações dinâmicas numa situação real de trabalho.

4.3 Análise da distribuição espacial da ativação muscular

Nos gráficos das Figuras 24 e 25 é apresentada a distribuição da atividade muscular nas porções superior e média do trapézio nos instantes de tempo definidos.

De acordo com os gráficos, averigua-se que na cirurgia ocorrida no período da tarde foram constatados valores mais reduzidos de amplitude (em %) do que na cirurgia ocorrida no período da manhã, tal como verificado pelos valores registados nos gráficos da Figura 22.

Apesar da distribuição da ativação muscular ser diferente ao longo do tempo, a posição do centróide mantém-se relativamente constante, dado que existe um equilíbrio no trapézio em

termos de atividade muscular em ambas as cirurgias. Com estes resultados, pode, assim, prever-se a possível substituição de unidades motoras ao longo do tempo.

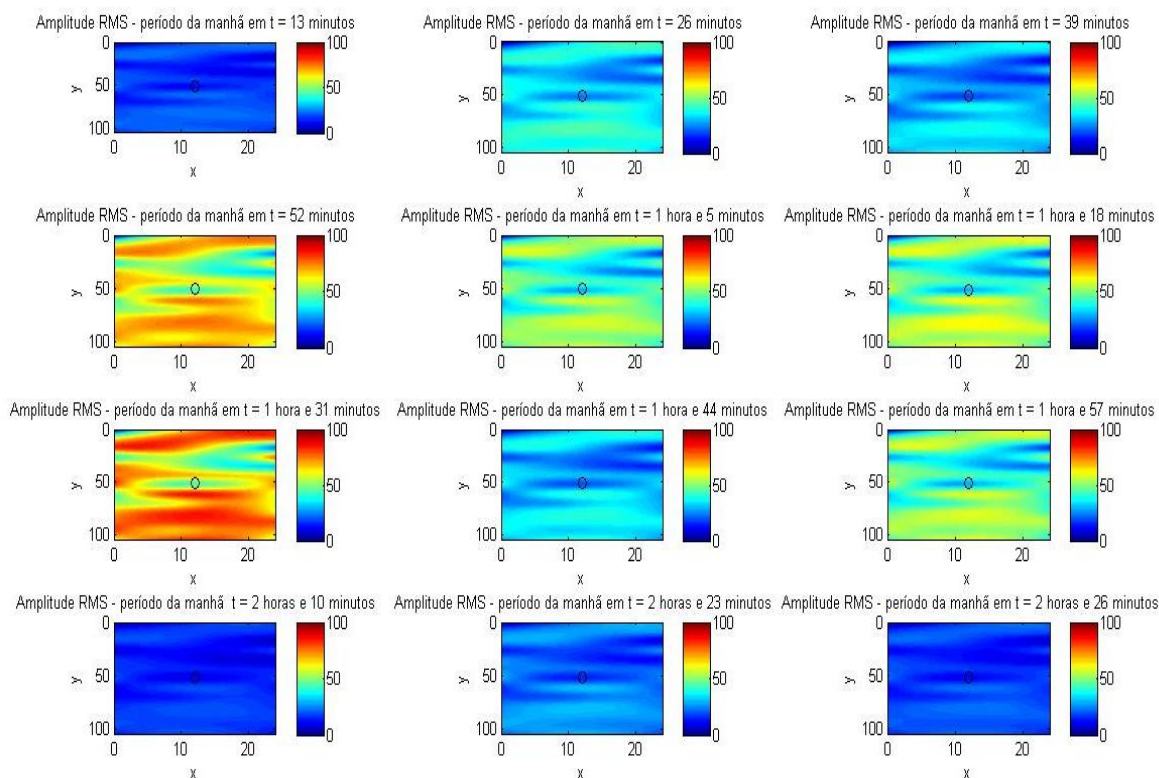


Figura 24 - Mapas topográficos da ativação muscular para o período da manhã em determinados instantes de tempo

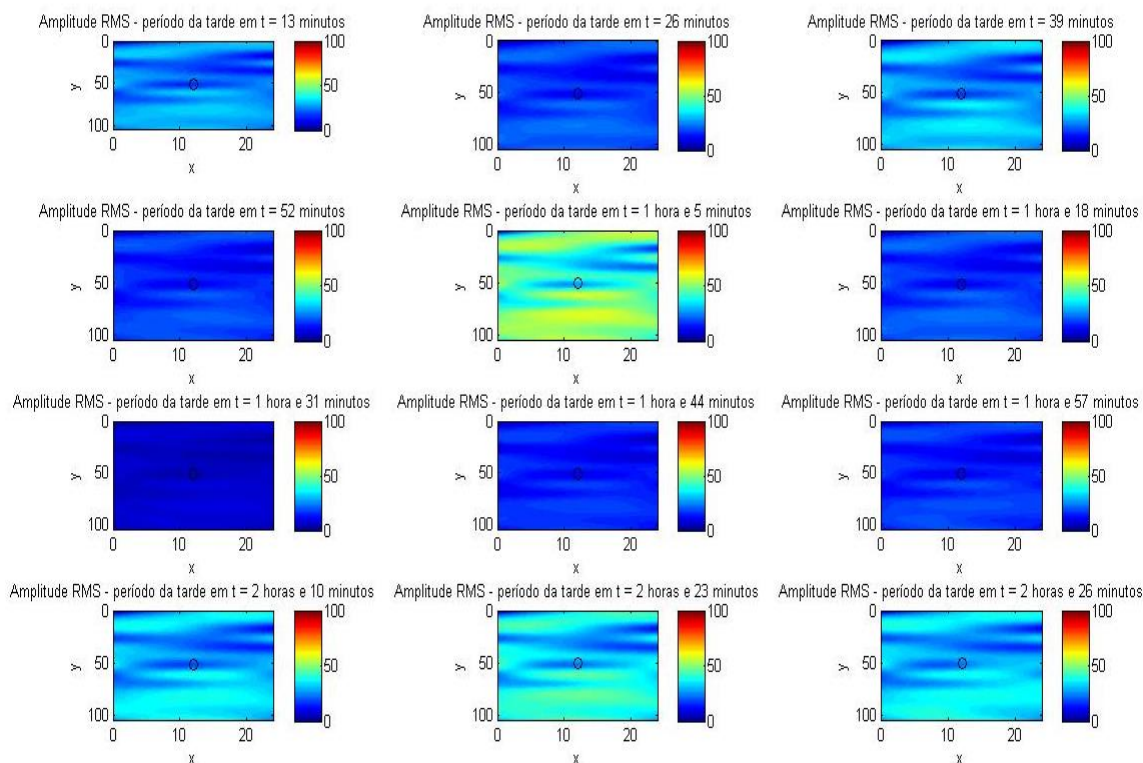


Figura 25 - Mapas topográficos da ativação muscular para o período da tarde em determinados instantes de tempo

Com estes resultados constata-se que a ativação muscular é muito reduzida em todo o trapézio, atingindo muito raras vezes os 50% da amplitude obtida durante a contração máxima isométrica. Além disso, existem diferentes níveis de ativação muscular no trapézio, dado que este é constituído por diferentes tipos de unidades motoras e fibras musculares, as quais desempenham diferentes funções musculares, sendo somente ativadas em determinados momentos.

Para um estudo mais completo o ideal seria analisar as unidades motoras e as fibras musculares individualmente, através de algoritmos computacionais específicos. Assim, seria possível identificar quais as unidades motoras ativas num determinado instante de tempo, o número, o seu nível de fadiga e estudar os mecanismos subjacentes à manutenção da atividade nas mesmas condições físicas e psicológicas, nomeadamente a substituição de unidades motoras ativas e o aumento do seu número.

4.4 Análise da velocidade de condução

Na Figura 26 é possível constatar a evolução da velocidade de condução ao longo das cirurgias avaliadas.

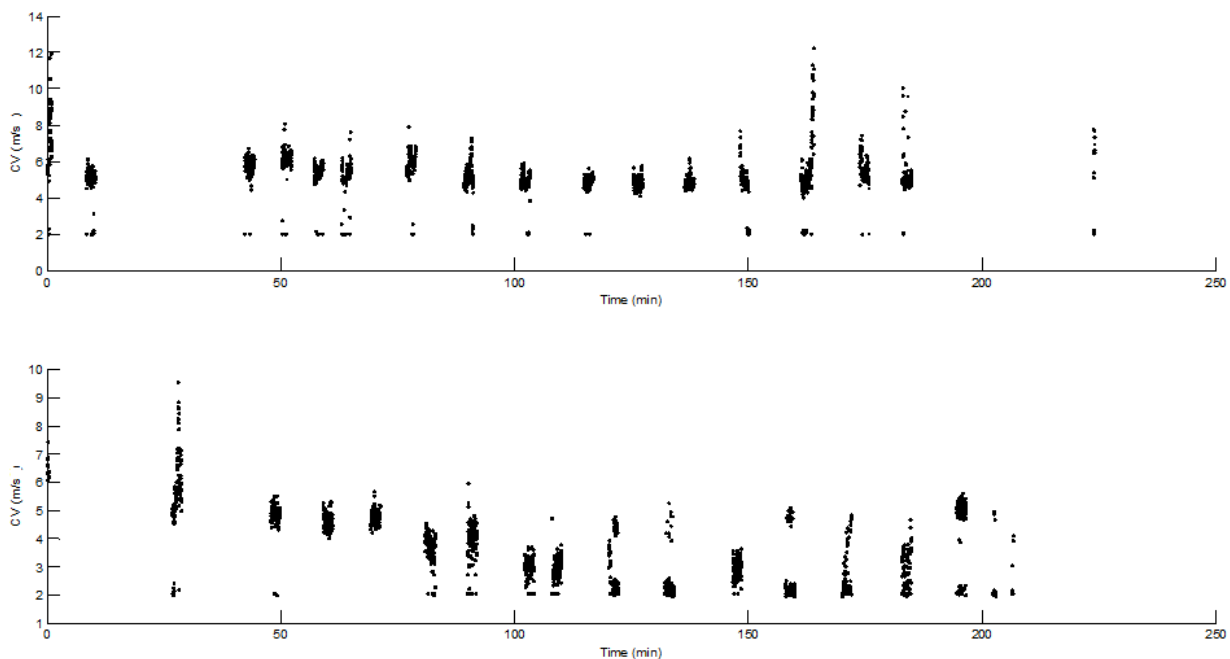


Figura 26 - Evolução da velocidade de condução para os períodos da manhã e da tarde, respetivamente

De acordo com os gráficos da Figura 26 averigua-se que a velocidade de condução atinge, por vezes, valores superiores aos fisiológicos. Tal pode ter sido devido à reduzida amplitude do sinal eletromiográfico, pelo mau contacto da matriz com a pele ou pelo facto de se tratarem de movimentos que exigem pouca força muscular. Assim, é dificultada a deteção da onda, prejudicando o cálculo da velocidade de condução, utilizando as técnicas de processamento de sinal.

Segundo a Figura 26 é possível verificar que no período da tarde existe um decréscimo da velocidade de condução, já que foram obtidos os valores médios para este parâmetro de 5,28 m/s e de 3,66 m/s para as cirurgias ocorridas durante a manhã e a tarde, respetivamente. Contudo, não é possível determinar se esta diminuição é devida à ocorrência de fadiga ou ao recrutamento de unidades motoras, dado que deveriam ter sido realizadas tarefas de normalização.

4.5 Frequência mediana e velocidade de condução

No presente estudo foi impossível determinar se, de facto, existe a instalação de fadiga neuromuscular no cirurgião.

De acordo com a pesquisa bibliográfica realizada no decorrer desta dissertação, a frequência mediana e a velocidade de condução são os parâmetros mais utilizados na avaliação da fadiga neuromuscular, já que permite identificar o momento em que ocorre a sua instalação.

Neste estudo não foi possível utilizar a frequência mediana como forma de avaliação da fadiga neuromuscular, dado que a força exercida na realização da contração máxima isométrica não foi devidamente controlada, visto que, apenas, consistiu na elevação dos ombros contra a resistência manual. O equipamento desenvolvido especialmente para a medição da força máxima voluntária neste estudo (Figura 27), com recurso a uma célula de carga, induz ruído no sinal eletromiográfico e, desta forma, não foi possível a sua utilização. Para ser viável avaliar a frequência mediana é indispensável determinar a frequência em condições isométricas bem controladas, de modo a que na análise posterior seja possível distinguir a instalação de fadiga neuromuscular da entrada ou saída de unidades motoras ativas.

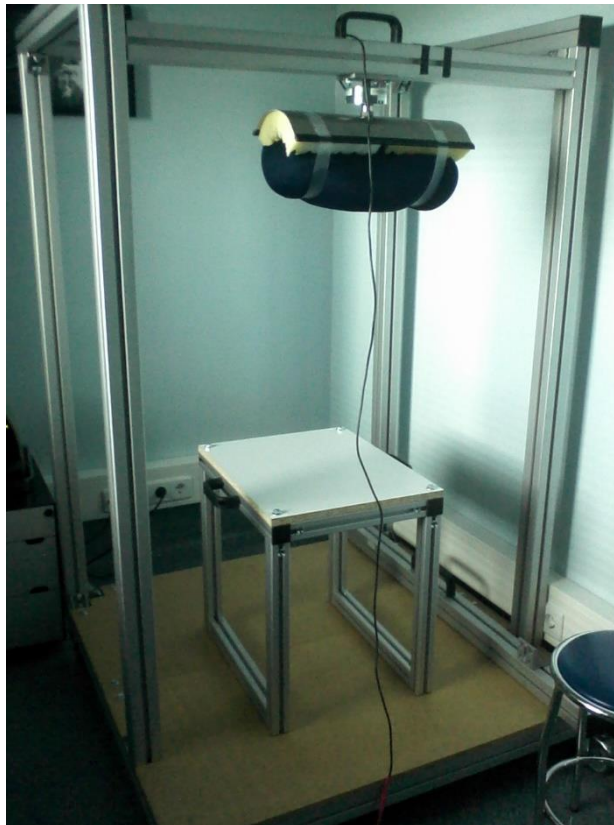


Figura 27 - Equipamento utilizado para medição da FMV, desenvolvido pelo INEGI - UP

A frequência mediana pode variar momentaneamente, nomeadamente com a execução de movimentos repentinos e que exijam uma maior força muscular. Desta feita, sem a utilização de um sistema de câmaras de vídeo, a sua análise poderá conduzir a falsas ilações, sendo limitativa.

Na presente dissertação foi inviável determinar a velocidade de condução adequadamente, visto que inclui técnicas avançadas e depende de muitos fatores, os quais devem ser devidamente controlados. Igualmente, a sua utilização requer a recolha do sinal eletromiográfico durante a realização de contrações máximas isométricas devidamente controladas, de forma a ser possível

estudar o potencial declínio da velocidade de condução, como indicador de fadiga neuromuscular.

5 CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

5.1 Conclusões

Os cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiorácica adotam a posição em pé durante um extenso período de tempo, enquanto executam movimentos precisos, minuciosos e curtos com a mão, o que constitui um elevado risco para a ocorrência de LMERT, devido à sobrecarga muscular em determinados músculos e em certas regiões musculares.

Na pesquisa bibliográfica realizada, não foi encontrada literatura relativa à avaliação da fadiga neuromuscular em cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiorácica com recurso à eletromiografia, o que impossibilita a comparação dos resultados obtidos no presente estudo com dados comprovados cientificamente. De um modo geral, os estudos encontrados avaliam a distribuição da ativação muscular, em situações de trabalho muscular isométrico, e foram realizados sob condições devidamente controladas em laboratório. A envolvente difere significativamente da situação real de trabalho, originando reações distintas do sistema neuromuscular e, conseqüentemente, resultados eletromiográficos distintos. Do mesmo modo, o uso da eletromiografia em situações reais de trabalho (condições dinâmicas) é, ainda, muito recente, existindo pouca informação sobre os procedimentos que devem ser executados.

A realização deste estudo permite constatar que a ativação muscular em todas as regiões do trapézio superior e médio é baixa, atingindo muito raras vezes valores iguais ou superiores a 50%, porém foi no período da tarde que foram registados os valores mais reduzidos. Nas duas cirurgias o centróide posiciona-se, permanentemente, na mesma zona do trapézio, o que permite concluir que a distribuição da ativação muscular é permanentemente equilibrada em todo o músculo. Contudo, o centróide possui limitações, pelo facto de ser pouco conclusivo no estudo da fadiga neuromuscular, devendo ser validado com um outro parâmetro.

De um modo geral, constata-se que existem diferentes níveis de ativação dentro do músculo para o mesmo instante de tempo, o que poderá ser devido, de entre muitos outros fatores, ao facto de existirem diferentes unidades motoras e fibras musculares.

Para um estudo mais completo deveria ter sido determinada a velocidade de condução, com a introdução da realização de tarefas de normalização, e/ou a frequência mediana, dado que estas variáveis eletromiográficas, quando calculadas com precisão, permitem verificar se existe a instauração de fadiga neuromuscular.

Neste posto de trabalho não é possível fazer quaisquer alterações, dado que se trata de um bloco cirúrgico. Atualmente, são reguláveis a iluminação e a cama onde se encontra o doente para que o cirurgião possa operar nas melhores condições. Além disso, o cirurgião tem à sua disposição um estrado que poderá utilizar sempre que queira.

No entanto, a disponibilização de uma cadeira com ajustabilidade, que pudesse ser regulada para cada trabalhador e tarefa, poderia proporcionar ao cirurgião a possibilidade de alternar diferentes posturas de trabalho, e por essa via, reduzir a carga muscular estática. Por outro lado, a organização do trabalho parece ser um dos fatores que muito poderá contribuir para o controlo do risco de acumulação de fadiga e, por isso, as tarefas desempenhadas pelo cirurgião, devido ao seu diferente grau de exigência física e psicológica, deveriam ser intercaladas no horário de trabalho, com alternância entre consultas externas, apoio ao internamento e à unidade de cuidados intensivos e cirurgias. Como as cirurgias possuem um maior grau de exigência, deveriam ser mais espaçadas no tempo do que as restantes tarefas, para que permitisse um período de repouso suficiente para a recuperação da fadiga. Tendo em conta que, durante as cirurgias, o cirurgião permanece de pé, o calçado de trabalho reveste-se, também, de elevada importância, pelo que deveria ser escolhido tendo em conta a longa duração das cirurgias.

5.2 Perspetivas Futuras

O trabalho desenvolvido nesta dissertação permitiu identificar algumas das necessidades de investigação de modo a melhorar o conhecimento dos fenómenos da instalação de fadiga neuromuscular e de LMERT nos cirurgiões cardiotorácicos, de entre as quais se realçam as seguintes:

- Avaliação da fadiga neuromuscular em todos os cirurgiões do bloco operatório de cirurgia cardiotorácica, nos diferentes tipos de cirurgia e aplicação aos restantes músculos das costas;
- Realização de inquéritos aos cirurgiões cardiotorácicos para uma melhor interpretação dos resultados, estabelecendo comparações de acordo com o género, idade, existência de patologia e prática de exercício físico;
- Recolha de dados cinemáticos e utilização de um sistema de câmaras de vídeo para uma melhor compreensão da evolução do sinal eletromiográfico;
- Cálculo da velocidade de condução e da frequência mediana, introduzindo a realização de tarefas de normalização, de forma a saber-se exatamente se houve a instalação da fadiga neuromuscular e o instante em que ocorreu.

6 BIBLIOGRAFIA

- Allen, D., Lamb, G., Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Reviews*, 88, 287-332.
- Al-Mulla, M., Sepulveda, F., Colley, M. (2011). A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue. *Sensors*, 11, 3545-3594.
- Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J., Soares, J. (2003). Fisiologia da fadiga neuromuscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3, 108-123.
- Bartlett, E. (2007). *Introduction to sports biomechanics: analysing human movement patterns*. (2ª edição). Oxon: Routledge.
- Basmajian, J., De Luca, C. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. (5ª edição). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Burke, R., Tsairis, P. (1973). Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *The Journal of Physiology*, 234, 749-765.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., Ostojic, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24, 327-340.
- Comper, M., Macedo, F., Padula, R. (2012). Musculoskeletal symptoms, postural disorders and occupational risk factors: correlation analysis. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*, 41, 2445-2448.
- Correia, P., Santos, P., Veloso, A. (1993). *Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas*. (1ª edição). Lisboa: Edições FMH.
- De Luca, C. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- De Luca, C., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L., Nawab, S. (2006). Decomposition of surface EMG signals. *Journal of Neurophysiology*, 96, 1646-1657.
- De Luca, C. (2006). Electromyography. In: Webster JG (Ed), *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (pp. 98-109). Estados Unidos da América: John Wiley & Sons.
- Enoka, R., Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586, 11-23.

- Esteves, C. (2013). *Lesões Músculo-Esqueléticas Relacionadas com o Trabalho – Uma Análise Estatística*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.
- Falla, D., Farina, D. (2005). Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain*, 116, 138-145.
- Falla, D., Farina, D. (2008). Non-uniform adaptation of motor unit discharge rates during sustained static contraction of the upper trapezius muscle. *Experimental Brain Research*, 191, 363-370.
- Falla, D., Gizzi, L., Tschapek, M., Erlenwein, J., Petzke, F. (2014). Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back. *Pain*, 155, 944-953.
- Farina, D., Gazzoni, M., Merletti, R. (2003). Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 319-332.
- Farina, D., Merletti, R., Enoka, R. (2004a). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1486-1495.
- Farina, D., Merletti, R. (2004b). Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42, 432-445.
- Farina, D., Merletti, R. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 16-25.
- Ghez, C., Krakauer, J. (2000). *Principles of neural science*. (5ª edição). Nova Iorque: McGraw-Hill.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 501-512.
- Graça, C., Araújo, T., Silva, C. (2006). Desordens músculo-esqueléticas em cirurgiões-dentistas. *Sitientibus*, 34, 71-86.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Karlsson, J. (2005). Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 131-137.

- Ilida, I. (2010). *Ergonomia: Projeto e Produção*. (2ª edição ampliada). São Paulo: Editora Edgard Blucher LTDA.
- Johansen, T., Samani, A., Antle, D., Côté, J., Madeleine, P. (2013). Gender effects of the coordination of subdivisions of the trapezius muscle during a repetitive box-folding task. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 175-182.
- Johnson, G., Bogduk, N., Nowitzke, A., House, D. (1994). Anatomy and actions of the trapezius muscle. *Clin Biomech*, 9, 44-50.
- Kamen, G., Caldwell, G. (1996). Physiology and interpretation of the electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 13, 366-384.
- Karlsson, S., Östlund, N., Larsson, B., Gerdle, B. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift on the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 461-468.
- Keenan, K., Farina, D., Maluf, K., Merletti, R., Enoka, R. (2005). Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *European Journal of Applied Physiology*, 98, 120-131.
- Kernell, D. (2006). *The motoneurone and its muscle fibres*. (1ª edição). Oxford: Oxford University Press.
- Kippers, V. (1999). *Electromyographic equipment and data collection*. Queensland: University of Queensland.
- Kroemer, K., Grandjean, E. (2008). *Manual de Ergonomia – adaptando o trabalho ao homem*. (5ª edição). São Paulo: Bookman.
- Kupa, E., Roy, S., Kandarian, S., De Luca, C. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, 79, 23-32.
- Luttmann, A., Jager, M., Laurig, W. (2000). Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25, 645-660.
- Madeleine, P., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Ravier, P., Farina, D. (2006). Experimental muscle pain changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during sustained contraction. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 117, 2436-2445.
- Marchetti, P., Duarte, M. (2011). Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal. *Terapia Manual*, 44, 548-553.
- McNee, C., Kieser, J., Antoun, J., Bennani, H., Gallo, L., Farella, M. (2013). Neck and shoulder muscle activity of orthodontists in natural environments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 600-607.

- Merletti., R, Farina, D., Gazzoni, M., Merlo, E., Ossola, A., Rainoldi, A. (2001). Surface electromyography. A window on the muscle, a glimpse on the central nervous system. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 37, 57-58.
- Moritani, T., Stegeman, D., Merletti, R. (2004). *Electromyography; physiology, engineering and noninvasive applications*. Estados Unidos da América: John Wiley & Sons, Inc.
- Nelson-Wong, E., Callaghan, J. (2010). Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to ab exercise intervention. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 1125-1133.
- Oberg, T., Sandsjo, L., Kadefors, R. (1994). Subjective and objective evaluation of shoulder muscle fatigue. *Ergonomics*, 37, 1323–1333.
- Pires, B. (2006). *Registo do Comportamento Electromiográfico dos Músculos Rectus Abdominis*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, Portugal.
- Putz-Anderson, V. (1998). *Cumulative trauma disorders: a manual for musculoskeletal diseases of the upper limbs*. (1ª edição). Londres: Taylor & Fancis.
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research*. (1ª edição). Oxford: Elsevier.
- Serranheira, F. (2007). *Lesões Músculo-Esqueléticas Ligadas ao Trabalho: que métodos de avaliação de risco?* Tese de Doutoramento, Universidade Nova de Lisboa, Portugal.
- Stashuk, D. (2001). EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 11, 151-173.
- Tarata, M. (2003). Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *Biomedical Engineering Online*, 2.
- Vila-Chã, C. (2011). *Tese de Programa Doutoral em Engenharia Biomédica*. Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.
- Winter, D. (1979). *Biomechanics and motor control of human movement*. (2ª edição). Nova Iorque: John Wiley & Sons.
- Yang, Z., Kumar, D., Arjunan, S. (2009). Mechanomyogram for Identifying Muscle Activity and Fatigue. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, Minnesota, Estados Unidos da América, 2-6 set. 2009 (408-411).

ANEXO A – Rotina MATLAB de pré-tratamento do sinal eletromiográfico usado para normalização

```
clear all;
close all;
clc;

%% Loads the file
[filename, pathname] = uigetfile('*.sig', 'Pick an .otb file');

clear filterindex
filename2 = strtok(filename, '.');

if ~exist([pathname filename2 '.sig'],'file')
    unzip([pathname filename2], pathname)
    [Data, SamplingFrequency, Time] = aprisigfile([pathname filename2 '.sig']);
    save([pathname filename2], 'Data', 'SamplingFrequency', 'Time');
elseif ~exist([pathname filename2 '.mat'],'file')
    [Data, SamplingFrequency, Time] = aprisigfile([pathname filename2 '.sig']);
    save([pathname filename2], 'Data', 'SamplingFrequency', 'Time');
else
    load([pathname filename2 '.mat']);
end

% 8 channel matrix mapping by column (SD)
col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61]; % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60]; % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59]; % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58]; % column no.4
col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57]; % column no.5
n_column = 5;

%% Common variables

% Filter for EMG
[be ae] = butter(2, [10/(SamplingFrequency/2) 400/(SamplingFrequency/2)]); %
coefs
gain = 2000; %
filter gain

%% Crops the file to the interval between t1 and t2

t1 = 37.6; % in seconds
t2 = 42.6; % in seconds

% determines the samples to crop
sample_init = SamplingFrequency * t1; % start
sample_end = SamplingFrequency * t2; % end

Data_cropped = Data(sample_init:sample_end,:);
Time_cropped = Time(sample_init:sample_end); % time vector is also updated

clear t1 t2 sample_init sample_end % deletes aux variables

%% neighbour subtraction

for column = 1 : n_column - 1
    for row = 1 : length(col{column})
```

```

        matrDATA{row,column} = Data_cropped(:,col{column}(row)) -
Data_cropped(:,col{column+1}(row));

    end
end

%% 200ms window code section starts here

interval    = 0.2;% duration of the interval for analysis in seconds

window_size = round(interval * SamplingFrequency);

index = 1;

matrMAX     = zeros(size(col{1},2),size(col,2)-1);

for i = 1:window_size:length(Data_cropped)-window_size-1

    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})

            SigMON2 = matrDATA{row,column};
            SigMON2 = abs(SigMON2(i:i+window_size-1));

            len = length(SigMON2);

            SigMONa = filtfilt(be,ae,SigMON2)./2^12.*10./gain.*1000000;
            RMS_matrix{index}(row,column) = sqrt(sum(SigMONa.^2)/len);

            if RMS_matrix{index}(row,column) > matrMAX(row,column)
                matrMAX(row,column) = RMS_matrix{index}(row,column);
            end

        end
    end
    index = index+1;
end

%% frequency calculations start here - FFT

T = 1/SamplingFrequency;      % period

medianfreq = cell(length(col{1}),n_column-1);
medianfreq1 = cell(length(col{1}),n_column-1);

for column = 1 : n_column - 1
    for row = 1 : length(col{column})

        L = length(matrDATA{row,column});
        t = (0:L-1)*T;

        % PSD
        %h = spectrum.periodogram;
        %Hpsd =
psd(h,matrDATA{row,column},'Fs',SamplingFrequency/2,'NFFT',2^nextpow2(L));

        n_t = numel(t);

```

```

seg_lth=500; % segment length
    ovl_per=50; % 50 % of overlap
    Hs = spectrum.welch('Hamming',seg_lth,ovl_per);

psd_welch=psd(Hs,matrDATA{row,column},'Fs',SamplingFrequency/2,'NFFT',n_t,'SpectrumType','onesided'); % Hs : method (Welch)

    % median frequency calculations - WITHOUT Welch method
    %normcumsumpsd = cumsum(Hpsd.Data)./sum(Hpsd.Data);
    %Ind = find(normcumsumpsd <=0.5,1,'last');
    %medianfreq{row,column} = Hpsd.Frequencies(Ind);

    % median frequency calculations - WITH Welch method
    normcumsumpsd = cumsum(psd_welch.Data)./sum(psd_welch.Data);
    Ind = find(normcumsumpsd <=0.5,1,'last');
    medianfreq1{row,column} = psd_welch.Frequencies(Ind);

end
end

%% Calculates the RMS value for each electrode => entire signal is used!
%
% matrMAX      = zeros(size(col{1},2),size(col,2)-1);
%
% for column = 1 : n_column - 1
%     for row = 1 : length(col{column})
%
%         SigMON1 = matrDATA{row,column};
%         SigMON1 = abs(SigMON1);
%         SigMON= filtfilt(be,ae,SigMON1)./2^12.*10./gain.*1000000;
%
%         % UNCOMMENT NEXT LINE FOR MAX VALUES
%         %MAX_mon = max(SigMON); % takes out maximum value for normalization
%
%         % UNCOMMENT NEXT LINE FOR RMS VALUES
%         MAX_mon = sqrt(sum(SigMON.^2)/length(SigMON));
%
%         matrMAX(row, column) = MAX_mon; % stores into max matrix
%
%     end
% end

clear DataAbs i column row SigMON1 SigMON2 SigMONa MAX_mon % deletes aux
variables
clear Data_cropped Time_cropped ae be col gain n_column matrDATA
clear interval window_size len index h n_t normcumsumpsd ovl_per psd_welch
clear seg_lth t Hpsd Hs Ind L

```

ANEXO B – Rotina MATLAB de pré-tratamento do sinal eletromiográfico, normalização da frequência mediana e da amplitude (RMS) e cálculo do centróide

```
% DO NOT DO CLEAR ALL! matrMAX VARIABLE IS NEEDED TO RUN THIS SCRIPT!!
clear RMS_matrix
close all;
clc;

%% Loads the file
[filename, pathname] = uigetfile('*.sig', 'Pick an .otb file');

clear filterindex
filename2 = strtok(filename, '.');

if ~exist([pathname filename2 '.sig'],'file')
    unzip([pathname filename2], pathname)
    [Data, SamplingFrequency, Time] = aprisigfile([pathname filename2 '.sig']);
    save([pathname filename2], 'Data', 'SamplingFrequency', 'Time');
elseif ~exist([pathname filename2 '.mat'],'file')
    [Data, SamplingFrequency, Time] = aprisigfile([pathname filename2 '.sig']);
    save([pathname filename2], 'Data', 'SamplingFrequency', 'Time');
else
    load([pathname filename2 '.mat']);
end
% 8 channel matrix mapping by column (SD)
col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61];           % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60];         % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59];         % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58];         % column no.4
col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57];         % column no.5
n_column = 5;

%-----

%% neighbour subtraction
tic;

matrDATA = cell(length(col{1}),n_column-1);

for column = 1 : n_column - 1
    for row = 1 : length(col{column})

        matrDATA{row,column} = Data(:,col{column}(row)) -
Data(:,col{column+1}(row));

    end
end
%% Common variables

% Filter for EMG
[be ae] = butter(2,[10/(SamplingFrequency/2) 400/(SamplingFrequency/2)]); %
coefs
gain = 2000;

%% RMS calculation in windows of interval seconds

interval = 0.2; % duration of the interval for analysis in seconds
window_size = round(interval * SamplingFrequency);
index = 1;
```

```

RMS_matrix = [];

for i = 1:window_size:length(Data)-window_size-1

    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})

            SigMON2 = matrDATA{row,column};
            SigMON2 = abs(SigMON2(round(i:i+window_size-1)));

            len = length(SigMON2);

            SigMONa = filtfilt(be,ae,SigMON2)./2^12.*10./gain.*1000000;

            RMS_matrix{index}(row,column) = sqrt(sum(SigMONa.^2)/len) /
matrMAX(row,column) * 100;

            % value saturation
            if RMS_matrix{index}(row,column) > 100
                RMS_matrix{index}(row,column) = 100;
            end

            if isnan(RMS_matrix{index}(row,column))
                RMS_matrix{index}(row,column) = 0;
            end

        end
    end

    index = index+1;

end

%% RMS average in interval_avgp second average

interval_avgp = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples      = interval_avgp / interval; % number of RMS_matrix to be
averaged
index          = 1;
i              = 1;

% variable allocation
RMS_average   = cell(1,ceil(length(RMS_matrix)/n_samples));

for i=1:length(RMS_average)
    RMS_average{i} = zeros(length(col{column}),n_column - 1);
end

% iterates the RMS_matrix vector
while true

    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})
            RMS_average{index}(row,column) = RMS_average{index}(row,column) +
RMS_matrix{i}(row,column);
        end
    end
end

```

```

if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed
    RMS_average{index} = RMS_average{index}./n_samples;
    index = index + 1;
end

i = i+1;
if i > length(RMS_matrix)
    RMS_average{index} = RMS_average{index}./((length(RMS_matrix) -
(index-1) * n_samples));
    break;
end
end

%% centroid calculation => x,y coordinates for RMS_matrix data

c = zeros(length(RMS_matrix),2);

for i=1:length(RMS_matrix)

    aux = RMS_matrix{i};

    [rc,cc] = ndgrid(0:size(aux,1)-1,0:size(aux,2)-1);
    Mt = sum(aux(:));
    c(i,1) = sum(aux(:) .* cc(:)) / Mt;
    c(i,2) = sum(aux(:) .* rc(:)) / Mt;

    c(i,1) = 24 - c(i,1) * 8; % converts to mm
    c(i,2) = c(i,2) * 8;      % converts to mm

end

%% centroid of RMS_matrix data on windows of interval_avgp

ratio = round(interval_avgp/interval);
index = 1;

c_avg = [];
stddevp = [];

for i = 1:ratio:length(c)-1

    if i + ratio < length(c)
        aux = c(i:i+ratio,:);
    else
        aux = c(i:end,:);
    end

    c_avg(index,1) = mean(aux(:,1));
    c_avg(index,2) = mean(aux(:,2));

    stddevp(index,1) = std(aux(:,1));
    stddevp(index,2) = std(aux(:,2));

    index = index + 1;

end

%% Estimates frequency on windows with interval_f seconds

```

```

interval_f      = 0.2;                               % duration of the window
for the RMS averages
n_samples      = round(SamplingFrequency * interval_f); % number of RMS_matrix
to be averaged
T = 1/SamplingFrequency;      % period

% variable allocation
normfreq = cell(1,ceil(length(matrDATA{1,1})/n_samples));

for i=1:length(normfreq)
    normfreq{i} = zeros(length(col{column}),n_column - 1);
end

index = 1;

for i=1:n_samples:length(matrDATA{1,1})-1,
    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})

            if i + n_samples < length(matrDATA{row,column}),
                aux = matrDATA{row,column}(i:i+n_samples);
            else
                aux = matrDATA{row,column}(i:end);
            end

            L = length(aux);
            t = (0:L-1)*T;

            % PSD
            %h = spectrum.periodogram;
            %Hpsd =
psd(h,matrDATA{row,column},'Fs',SamplingFrequency/2,'NFFT',2^nextpow2(L));

            n_t = numel(t);
            seg_lth=min(500,L-1); % segment length
            ovl_per=50; % 50 % of overlap
            Hs = spectrum.welch('Hamming',seg_lth,ovl_per);

psd_welch=psd(Hs,aux,'Fs',SamplingFrequency/2,'NFFT',n_t,'SpectrumType','ones
ided'); % Hs : method (Welch)

            % median frequency calculations - WITHOUT Welch method
            %normcumsumpsd = cumsum(Hpsd.Data)./sum(Hpsd.Data);
            %Ind = find(normcumsumpsd <=0.5,1,'last');
            %medianfreq{row,column} = Hpsd.Frequencies(Ind);

            % median frequency calculations - WITH Welch method
            normcumsumpsd = cumsum(psd_welch.Data)./sum(psd_welch.Data);

            if isnan(normcumsumpsd)
                continue
            end

            Ind = find(normcumsumpsd <=0.5,1,'last');
            normfreq{index}(row,column) = psd_welch.Frequencies(Ind) /
medianfreq1{row,column} * 100;

        end
    end
end

```

```

    if rem(index,10) == 0
        fprintf('%d window completed!\n',index);
    end
    index = index + 1 ;
end

%% Frequency average in interval_avgf second average

interval_avgf = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples     = interval_avgf / interval_f; % number of RMS_matrix to be
averaged
index         = 1;
i             = 1;

% variable allocation
freq_average  = cell(1,ceil(length(normfreq)/n_samples));

for i=1:length(freq_average)
    freq_average{i} = zeros(length(col{column}),n_column - 1);
end

% iterates the normfreq vector
while true

    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})
            freq_average{index}(row,column) = freq_average{index}(row,column)
+ normfreq{i}(row,column);
        end
    end

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed
        freq_average{index} = freq_average{index}./n_samples;
        index = index + 1;
    end

    i = i+1;
    if i > length(normfreq)
        freq_average{index} = freq_average{index}./(length(normfreq) -
(index-1) * n_samples);
        break;
    end
end

%% centroid calculation => x,y coordinates for frequency values

cf = zeros(length(normfreq),2);

for i=1:length(normfreq)

    aux = normfreq{i};

    [rc,cc] = ndgrid(0:size(aux,1)-1,0:size(aux,2)-1);
    Mt = sum(aux(:));
    cf(i,1) = sum(aux(:) .* cc(:)) / Mt;
    cf(i,2) = sum(aux(:) .* rc(:)) / Mt;

```

```

    cf(i,1) = 24 - cf(i,1) * 8; % converts to mm
    cf(i,2) = cf(i,2) * 8;      % converts to mm

end

%% centroid of normfreq data on windows of interval_avgp

ratio = round(interval_avgf/interval_f);
index = 1;

cf_avg = [];
stddevf = [];

for i = 1:ratio:length(cf)-1

    if i + ratio < length(cf)
        aux = cf(i:i+ratio,:);
    else
        aux = cf(i:end,:);
    end

    cf_avg(index,1) = mean(aux(:,1));
    cf_avg(index,2) = mean(aux(:,2));

    stddevf(index,1) = std(aux(:,1));
    stddevf(index,2) = std(aux(:,2));

    index = index + 1;

end

%% plots all the information
%toPlot = 1;
%if toPlot

    % filtered signals
    rms_vecs = [];
    figure(1)
    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})
            aux = [];
            for j = 1:length(RMS_matrix)
                aux = [ aux RMS_matrix{j}(row,column) ];
            end

            rms_vecs = [rms_vecs ; aux];
        end
    end

    t = [0:interval:interval*(length(RMS_matrix)-1)];

    plot(t,rms_vecs);
    xlabel('Time [s]');
    ylabel('Amplitude [%]');
    title ('Filtered signals');
    grid on
    clear t

    % centroid position => x,y coordinates for RMS values

```

```

figure(2)
t = [0:interval_avgp:interval_avgp*(length(c_avg)-1)];
subplot(2,1,1)
%plot(t,c(:,2),'--rs','LineWidth',2,...
%      'MarkerEdgeColor','k',...
%      'MarkerFaceColor','g',...
%      'MarkerSize',10);
[hAx,hLine1,hLine2] = plotyy(t,c_avg(:,2),t,stddevp(:,2));
xlabel('Time [s]');
ylabel(hAx(1), 'X-coordinate [mm]');
ylabel(hAx(2), 'Standard deviation');
title('X-coordinate of the center of mass');
grid on

subplot(2,1,2)
%plot(t,c(:,1),'--rs','LineWidth',2,...
%      'MarkerEdgeColor','k',...
%      'MarkerFaceColor','g',...
%      'MarkerSize',10);
[hAx,hLine1,hLine2] = plotyy(t,c_avg(:,1),t,stddevp(:,1));
xlabel('Time [s]');
ylabel(hAx(1), 'X-coordinate [mm]');
ylabel(hAx(2), 'Standard deviation');
title('Y-coordinate of the center of mass');
grid on

% mesh
hFig = figure(3);
set(hFig, 'Position', [300 90 500 600])
xvec = 24-[0:3]*8;
yvec = [0:13]*8;

for a=1:length(RMS_average)
    %caxis([0 max_Rms1])
    subplot(length(RMS_average),1,a)
    imagesc(yvec,xvec,interp2(RMS_average{a}(:,,:),8,'cubic'));
    hold on
    plot(c_avg(a,2),c_avg(a,1),'ko');
    xlabel('y-coordinate')
    ylabel('x-coordinate')
    title(['Mean RMS in t = ',num2str(a*30),' s'])
    colorbar('EastOutside')

end

% centroid position => x,y coordinates for frequency values
figure(4)
t = [0:interval_avgf:interval_avgf*(length(cf_avg)-1)];
subplot(2,1,1)
%plotyy(t,cf(:,1),t,stddevf(:,1),'--rs','LineWidth',2,...
%      'MarkerEdgeColor','k',...
%      'MarkerFaceColor','g',...
%      'MarkerSize',10);
[hAx,hLine1,hLine2] = plotyy(t,cf_avg(:,2),t,stddevf(:,2));
xlabel('Time [s]');
ylabel(hAx(1), 'X-coordinate [mm]');
ylabel(hAx(2), 'Standard deviation');
title('X-coordinate of the median of the frequency');
grid on

subplot(2,1,2)
%plot(t,cf(:,2),'--rs','LineWidth',2,...
%      'MarkerEdgeColor','k',...

```

```

%             'MarkerFaceColor','g',...
%             'MarkerSize',10);

[hAx,hLine1,hLine2] = plotyy(t,cf_avg(:,1),t,stddevf(:,1));
xlabel('Time [s]');
ylabel(hAx(1), 'Y-coordinate [mm]');
ylabel(hAx(2), 'Standard deviation');
ylabel('Y-coordinate [mm]');
title ('Y-coordinate of the median of the frequency');
grid on
clear hAx hLine1 hLine2

% mesh
hFig = figure(5);
set(hFig, 'Position', [300 90 500 600])
xvec = 24-[0:3]*8;
yvec = [0:13]*8;

for a=1:length(freq_average)
    %caxis([0 max_Rms1])
    subplot(length(freq_average),1,a)
    imagesc(yvec,xvec,interp2(freq_average{a}(:,,:),8,'cubic'));
    hold on
    plot(cf_avg(a,2),cf_avg(a,1),'ko');
    xlabel('y-coordinate')
    ylabel('x-coordinate')
    title(['Median frequency in t = ',num2str(a*30),' s'])
    colorbar('EastOutside')
end

%remaining figures
t = [0:interval_avgp:interval_avgp*(length(RMS_average)-1)];
figure(6)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,c_avg(:,2),stddevp(:,2),'.');
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('X-coordinate');
title('RMS centroid');

subplot(2,1,2);
errorbar(t,c_avg(:,1),stddevp(:,1),'.');
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('Y-coordinate');
title('RMS centroid');

t = [0:interval_avgf:interval_avgf*(length(RMS_average)-1)];
figure(7)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,cf_avg(:,2),stddevf(:,2),'.');
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('X-coordinate');
title('Frequency centroid');

subplot(2,1,2);
errorbar(t,cf_avg(:,1),stddevf(:,1),'.');
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('Y-coordinate');

```

```
        title('Frequency centroid');
    %end

% clear variables
clear Data2 SigMON2 SigMONa ae aux be column gain i index j
clear len n_column rms_vecs row toPlot window_size t Mt a rc cc xvec yvec
clear n_samples hFig normcumsumpsd ovl_per psd_welch seg_lth
clear Hs Ind L T aux buf h n_t ratio
toc;
```

ANEXO C – Rotina MATLAB para leitura de todos os ficheiros

```
clc;

if ~exist('matrMAX','var')
    error('matrMAX variable does not exist! Run getNormalization routine first.');
```

end

```
%% morning

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\manha\';
output   = 'dataManha.mat';
n_files  = 15;

disp('Normalizing files from the morning...');

for idx = 1:n_files
    filename = strcat(num2str(idx),'.sig');
    run NormalizeFileNoUI

    disp(['File ', num2str(idx), ' completed!']);

    % stores variables - RMS_matrix
    s = ['RMS_matrix', num2str(idx), ' = RMS_matrix;'];
    eval(s)
    s = ['RMS_matrix', num2str(idx)];

    if ~exist([pathname output], 'file')
        save([pathname output], s);
    else
        save([pathname output], s, '-append');
    end
    clear(s)

    % stores variables - normfreq
    s = ['normfreq', num2str(idx), ' = normfreq;'];
    eval(s)
    s = ['normfreq', num2str(idx)];

    if ~exist([pathname output], 'file')
        save([pathname output], s);
    else
        save([pathname output], s, '-append');
    end
    clear(s)

    % stores variables - normfreq
    s = ['freq_average', num2str(idx), ' = freq_average;'];
    eval(s)
    s = ['freq_average', num2str(idx)];

    if ~exist([pathname output], 'file')
        save([pathname output], s);
    else
        save([pathname output], s, '-append');
    end
    clear(s)
```

```

% stores variables - c
s = ['c', num2str(idx), ' = c;'];
eval(s)
s = ['c', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - c_avg
s = ['c_avg', num2str(idx), ' = c_avg;'];
eval(s)
s = ['c_avg', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - cf
s = ['cf', num2str(idx), ' = cf;'];
eval(s)
s = ['cf', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - c_avg
s = ['cf_avg', num2str(idx), ' = cf_avg;'];
eval(s)
s = ['cf_avg', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - cf_avg
s = ['stddevp', num2str(idx), ' = stddevp;'];
eval(s)
s = ['stddevp', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

```

```

% stores variables - stddevf
s = ['stddevf', num2str(idx), ' = stddevf;'];
eval(s)
s = ['stddevf', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

end

save([pathname output], 'interval', '-append');
save([pathname output], 'interval_f', '-append');
save([pathname output], 'interval_avgp', '-append');
save([pathname output], 'interval_avgf', '-append');
save([pathname output], 'medianfreq', '-append');
save([pathname output], 'medianfreq1', '-append');
save([pathname output], 'matrMAX', '-append');

%% afternoon

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\tarde\';
output = 'dataTarde.mat';
n_files = 16;

disp('Normalizing files from the afternoon...');

for idx = 1:n_files
    filename = strcat(num2str(idx), '.sig');
    run NormalizeFileNoUI

    disp(['File ', num2str(idx), ' completed!']);

% stores variables - RMS_matrix
s = ['RMS_matrix', num2str(idx), ' = RMS_matrix;'];
eval(s)
s = ['RMS_matrix', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - normfreq
s = ['normfreq', num2str(idx), ' = normfreq;'];
eval(s)
s = ['normfreq', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

```

```

% stores variables - normfreq
s = ['freq_average', num2str(idx), ' = freq_average;'];
eval(s)
s = ['freq_average', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - c
s = ['c', num2str(idx), ' = c;'];
eval(s)
s = ['c', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - c_avg
s = ['c_avg', num2str(idx), ' = c_avg;'];
eval(s)
s = ['c_avg', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - cf
s = ['cf', num2str(idx), ' = cf;'];
eval(s)
s = ['cf', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - c_avg
s = ['cf_avg', num2str(idx), ' = cf_avg;'];
eval(s)
s = ['cf_avg', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

```

```

% stores variables - cf_avg
s = ['stddevp', num2str(idx), ' = stddevp;'];
eval(s)
s = ['stddevp', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

% stores variables - stddevf
s = ['stddevf', num2str(idx), ' = stddevf;'];
eval(s)
s = ['stddevf', num2str(idx)];

if ~exist([pathname output], 'file')
    save([pathname output], s);
else
    save([pathname output], s, '-append');
end
clear(s)

end

save([pathname output], 'interval', '-append');
save([pathname output], 'interval_f', '-append');
save([pathname output], 'interval_avgp', '-append');
save([pathname output], 'interval_avgf', '-append');
save([pathname output], 'medianfreq', '-append');
save([pathname output], 'medianfreq1', '-append');
save([pathname output], 'matrMAX', '-append');

%% variable cleanup
clear RMS_matrix s n_files idx col

```

ANEXO D – Rotina MATLAB de representação gráfica do centróide

```
clear all
close all
clc

%% 1st file
pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\manha\';
filename = 'dataManha.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

c = [];
c_avg = [];
cf = [];
cf_avg = [];
stddevp = [];
stddevf = [];

index = 2;

while ( true )

    % median frequency
    s = ['cf' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    cf = [cf; aux];

    % normfreq values
    s = ['cf_avg' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    cf_avg = [cf_avg; aux];

    % stddevf values
    s = ['stddevf' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    stddevf = [stddevf; aux];

    % centroid frequency
    s = ['c' num2str(index)];

    if ~exist(s)
```

```

        break;
    end

    aux = eval(s);
    c = [c; aux];

    % centroid frequency
    s = ['c_avg' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    c_avg = [c_avg; aux];

    % stddevp values
    s = ['stddevp' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    stddevp = [stddevp; aux];

    % normfreq values
    s = ['normfreq' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    % normfreq = [normfreq; aux];

    index = index + 1 ;
end

t = [0:interval_avgf:interval_avgf*(size(cf_avg,1)-1)];
figure(2)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,cf_avg(:,2),stddevf(:,2),'.');
% plot(t,cf(:,2));
% grid on
% xlabel('Time [s]');
% ylabel('Y-coordinate');
% title('Frequency centroid - morning');
% axis([0 t(end) min(cf_avg(:,2))-max(stddevf(:,2))*1.05
max(cf_avg(:,2))+max(stddevf(:,2))*1.05])
hold on

subplot(2,1,2);

```

```

errorbar(t,cf_avg(:,1),stddevf(:,1),'.');
% plot(t,cf_avg(:,1));
% grid on
% xlabel('Time [s]');
% ylabel('X-coordinate');
% title('Frequency centroid - Morning');
% axis([0 t(end) min(cf_avg(:,1))-max(stddevf(:,1))*1.05
max(cf_avg(:,1))+max(stddevf(:,1))*1.05])
hold on

t = [0:interval_avgp:interval_avgp*(size(cf_avg,1)-1)];
figure(3)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,c_avg(:,2),stddevp(:,2),'.');
% plot(t,c_avg(:,2));
% grid on
% xlabel('Time [s]');
% ylabel('Y-coordinate');
% title('RMS centroid - Morning');
% axis([0 t(end) min(c_avg(:,2))-max(stddevp(:,2))*1.05
max(c_avg(:,2))+max(stddevp(:,2))*1.05])
hold on

subplot(2,1,2);
errorbar(t,c_avg(:,1),stddevp(:,1),'.');
%plot(t,c(:,1));
% grid on
% xlabel('Time [s]');
% ylabel('X-coordinate');
% title('RMS centroid - Morning');
% axis([0 t(end) min(c_avg(:,1))-max(stddevp(:,1))*1.05
max(c_avg(:,1))+max(stddevp(:,1))*1.05])
hold on

t = [0:interval_avgf:interval_avgf*(size(cf_avg,1)-1)];
figure(4)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,cf_avg(:,2),stddevf(:,2),'.');
%plot(t,cf(:,2));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Y [mm]');
title('Posição do centróide da frequência mediana - período da manhã');
axis([0 t(end) min(cf_avg(:,2))-max(stddevf(:,2))*1.05
max(cf_avg(:,2))+max(stddevf(:,2))*1.05])
hold on

subplot(2,1,2);
errorbar(t,cf_avg(:,1),stddevf(:,1),'.');
%plot(t,cf_avg(:,1));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('X [mm]');
title('Posição do centróide da frequência mediana - período da manhã');
axis([0 t(end) min(cf_avg(:,1))-max(stddevf(:,1))*1.05
max(cf_avg(:,1))+max(stddevf(:,1))*1.05])
hold on

t = [0:interval_avgp:interval_avgp*(size(cf_avg,1)-1)];
figure(5)

```

```

subplot(2,1,1);
errorbar(t,c_avg(:,2),stddevp(:,2),'.');
%plot(t,c_avg(:,2));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Y [mm]');
title('Posição do centróide da amplitude RMS - período da manhã');
axis([0 t(end) min(c_avg(:,2))-max(stddevp(:,2))*1.05
max(c_avg(:,2))+max(stddevp(:,2))*1.05])
hold on

subplot(2,1,2);
errorbar(t,c_avg(:,1),stddevp(:,1),'.');
%plot(t,c(:,1));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('X [mm]');
title('Posição do centróide da amplitude RMS - período da manhã');
axis([0 t(end) min(c_avg(:,1))-max(stddevp(:,1))*1.05
max(c_avg(:,1))+max(stddevp(:,1))*1.05])
hold on

%% 2nd file
pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\tarde\';
filename = 'dataTarde.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

c = [];
c_avg = [];
cf = [];
cf_avg = [];
stddevp = [];
stddevf = [];

index = 2;

while ( true )

    % median frequency
    s = ['cf' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    % normfreq values
    s = ['cf_avg' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end
end

```

```

aux = eval(s);
cf_avg = [cf_avg; aux];

aux = eval(s);
cf = [cf; aux];

% stddevf values
s = ['stddevf' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
stddevf = [stddevf; aux];

% centroid frequency
s = ['c' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
c = [c; aux];

% centroid frequency
s = ['c_avg' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
c_avg = [c_avg; aux];

% stddevp values
s = ['stddevp' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
stddevp = [stddevp; aux];

index = index + 1 ;
end

t = [0:interval_avgf:interval_avgf*(size(cf,1)-1)];
figure(2)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,cf_avg(:,2),stddevf(:,2),'.r');
%plot(t,cf(:,2));

```

```

grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('Y-coordinate');
title('Frequency centroid');
axis([0 t(end) min(cf_avg(:,2))-max(stddevf(:,2))*1.10
max(cf_avg(:,2))+max(stddevf(:,2))*1.10])
legend('Morning', 'Afternoon', 'Location', 'EastOutside');

subplot(2,1,2);
errorbar(t,cf_avg(:,1),stddevf(:,1),'.r');
%plot(t,cf_avg(:,1));
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('X-coordinate');
title('Frequency centroid');
axis([0 t(end) min(cf_avg(:,1))-max(stddevf(:,1))*1.10
max(cf_avg(:,1))+max(stddevf(:,1))*1.10])
legend('Morning', 'Afternoon', 'Location', 'EastOutside');

t = [0:interval_avgp:interval_avgp*(size(cf_avg,1)-1)];
figure(3)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,c_avg(:,2),stddevp(:,2),'.r');
%plot(t,c_avg(:,2));
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('Y-coordinate');
title('RMS centroid');
axis([0 t(end) min(c_avg(:,2))-max(stddevp(:,2))*1.10
max(c_avg(:,2))+max(stddevp(:,2))*1.10])
legend('Morning', 'Afternoon', 'Location', 'EastOutside');

subplot(2,1,2);
errorbar(t,c_avg(:,1),stddevp(:,1),'.r');
%plot(t,c(:,1));
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('X-coordin-ate');
title('RMS centroid');
axis([0 t(end) min(c_avg(:,1))-max(stddevp(:,1))*1.10
max(c_avg(:,1))+max(stddevp(:,1))*1.10])
legend('Morning', 'Afternoon', 'Location', 'EastOutside');

t = [0:interval_avgf:interval_avgf*(size(cf_avg,1)-1)];
figure(7)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,cf_avg(:,2),stddevf(:,2),'.');
%plot(t,cf(:,2));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Y [mm]');
title('Posição do centróide da frequência mediana - período da tarde');
axis([0 t(end) min(cf_avg(:,2))-max(stddevf(:,2))*1.05
max(cf_avg(:,2))+max(stddevf(:,2))*1.05])
hold on

subplot(2,1,2);
errorbar(t,cf_avg(:,1),stddevf(:,1),'.');
%plot(t,cf_avg(:,1));

```

```

grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('X [mm]');
title('Posição do centróide da frequência mediana - período da tarde');
axis([0 t(end) min(cf_avg(:,1))-max(stddevf(:,1))*1.05
max(cf_avg(:,1))+max(stddevf(:,1))*1.05])
hold on

t = [0:interval_avgp:interval_avgp*(size(cf,1)-1)];
figure(8)
subplot(2,1,1);
errorbar(t,c_avg(:,2),stddevp(:,2),'.');
%plot(t,c_avg(:,2));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Y [mm]');
title('Posição do centróide da amplitude RMS - período da tarde');
axis([0 t(end) min(c_avg(:,2))-max(stddevp(:,2))*1.05
max(c_avg(:,2))+max(stddevp(:,2))*1.05])
hold on

subplot(2,1,2);
errorbar(t,c_avg(:,1),stddevp(:,1),'.');
%plot(t,c(:,1));
grid on
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('X [mm]');
title('Posição do centróide da amplitude RMS - período da tarde');
axis([0 t(end) min(c_avg(:,1))-max(stddevp(:,1))*1.05
max(c_avg(:,1))+max(stddevp(:,1))*1.05])
hold on

```

ANEXO E – Rotina MATLAB de representação gráfica da frequência mediana

```
clc
close all
clear all

col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61];           % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60];         % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59];         % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58];         % column no.4
col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57];         % column no.5
n_column = 5;
n_row    = length(col{1});

%% 1st file

% freq values

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\manha\';
filename = 'dataManha.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

index = 2;
j = 1;

while ( true )

    % rms values
    s = ['normfreq' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    normfreq = eval(s);
    clear(s)

    for i = 1:length(normfreq)
        freq_vecs{j} = normfreq{i};
        j = j+1;
    end

    index = index+1;
end

% frequency

% 4 regions - RMS

side = 4;
N_zones = side * side;
freq_zones = zeros(N_zones,length(freq_vecs));

num_x = floor(n_row /side);
num_y = floor(n_column/side);
```

```

elems = zeros(n_row,n_column);

for idx = 1:length(freq_vecs)

    currZone = 1;

    for i = 1:side
        for j = 1:side

            x_lim = i * num_x;
            y_lim = j * num_y;

            if i == side && (num_x * side < n_row)
                x_lim = x_lim + n_row - num_x * side;
            end

            n_samples = 1;

            for k = (i-1)*num_x + 1 : x_lim
                for m = (j-1)*num_y + 1: y_lim
                    freq_zones(currZone,idx) = freq_zones(currZone,idx) +
freq_vecs{idx}(k,m);
                    n_samples = n_samples + 1;
                    elems(k,m) = currZone;
                end
            end

            freq_zones(currZone,idx) = freq_zones(currZone,idx) / n_samples;

            currZone = currZone + 1;
        end
    end
end

figure(1)
index = 1;

t = (0:interval:interval*(length(freq_vecs)-1));

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,freq_zones(idx,:));
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Freq Mediana [%]');
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 50 250]);
    hold on
end

%% Frequency average in interval_avgf second average

windowsize = interval_avgf; % duration of the window
for the RMS averages

```

```

n_samples      = windowsize / interval_f; % number of RMS_matrix to be
averaged
index          = 1;
i              = 1;

% variable allocation
freq_average   = zeros(N_zones,ceil(size(freq_zones,2)/n_samples));

% iterates the ent_average vector
while true

    freq_average(:,index) = freq_average(:,index) + freq_zones(:,i);

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed

        freq_average(:,index) = freq_average(:,index)./n_samples;
        index = index + 1;

    end

    i = i+1;

    if i > size(freq_zones,2)

        freq_average(:,index) = freq_average(:,index)./(size(freq_zones,2) -
(index-1) * n_samples);
        break;

    end
end

figure(1)
t = (0:interval_avgf:interval_avgf*(length(freq_average(1,:))-1));

index = 1;

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,freq_average(idx,:), 'g', 'LineWidth',2);
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Freq Mediana [%]');
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 50 250]);
    hold on
end

%% 2nd file

col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61]; % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60]; % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59]; % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58]; % column no.4

```

```

col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57];           % column no.5
n_column = 5;
n_row     = length(col{1});

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\tarde\';
filename = 'dataTarde.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

index = 2;
j = 1;

while ( true )

    % rms values
    s = ['normfreq' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    normfreq = eval(s);
    clear(s)

    for i = 1:length(normfreq)
        freq_vecs{j} = normfreq{i};
        j = j+1;
    end

    index = index+1;
end

% frequency

% 4 regions - RMS

side = 4;
N_zones = side * side;
freq_zones = zeros(N_zones,length(freq_vecs));

num_x = floor(n_row /side);
num_y = floor(n_column/side);

elems = zeros(n_row,n_column);

for idx = 1:length(freq_vecs)

    currZone = 1;

    for i = 1:side
        for j = 1:side

            x_lim = i * num_x;
            y_lim = j * num_y;

            if i == side && (num_x * side < n_row)
                x_lim = x_lim + n_row - num_x * side;

```

```

        end

        n_samples = 1;

        for k = (i-1)*num_x + 1 : x_lim
            for m = (j-1)*num_y + 1 : y_lim
                freq_zones(currZone,idx) = freq_zones(currZone,idx) +
freq_vecs{idx}(k,m);
                n_samples = n_samples + 1;
                elems(k,m) = currZone;
            end
        end

        freq_zones(currZone,idx) = freq_zones(currZone,idx) / n_samples;

        currZone = currZone + 1;
    end
end

figure(2)
index = 1;

t = (0:interval:interval*(length(freq_vecs)-1));

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,freq_zones(idx,:));
    index = index + 1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Freq Mediana [%]');
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 50 250]);
    hold on
end

%% Frequency average in interval_avgf second average

windowsize = interval_avgf; % duration of the window
for the RMS averages
n_samples = windowsize / interval_f; % number of RMS_matrix to be
averaged
index = 1;
i = 1;

% variable allocation
freq_average = zeros(N_zones,ceil(size(freq_zones,2)/n_samples));

% iterates the ent_average vector
while true

    freq_average(:,index) = freq_average(:,index) + freq_zones(:,i);

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed

```

```

    freq_average(:,index) = freq_average(:,index)./n_samples;
    index = index + 1;

end

i = i+1;

if i > size(freq_zones,2)

    freq_average(:,index) = freq_average(:,index)./(size(freq_zones,2) -
(index-1) * n_samples);
    break;

end
end

figure(2)
t = (0:interval_avgf:interval_avgf*(length(freq_average(1,:))-1));

index = 1;

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,freq_average(idx,:), 'g', 'LineWidth',2);
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Freq Mediana [%]');
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 50 250]);
    hold on
end

```

ANEXO F – Rotina MATLAB de representação gráfica da amplitude (RMS)

```
clc
close all
clear all

col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61];           % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60];         % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59];         % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58];         % column no.4
col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57];         % column no.5
n_column = 5;
n_row     = length(col{1});

%% 1st file

% RMS values

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\manha\';
filename = 'dataManha.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

index = 2;
j = 1;

while ( true )

    % rms values
    s = ['RMS_matrix' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    RMS_matrix = eval(s);
    clear(s)

    for i = 1:length(RMS_matrix)
        RMS_vecs{j} = RMS_matrix{i};
        j = j+1;
    end

    index = index+1;
end

% 4 regions - RMS

%zone A

side = 4;
N_zones = side * side;
RMS_zones = zeros(N_zones,length(RMS_vecs));

num_x = floor(n_row /side);
num_y = floor(n_column/side);
```

```

elems = zeros(n_row,n_column);

for idx = 1:length(RMS_vecs)

    currZone = 1;

    for i = 1:side
        for j = 1:side

            x_lim = i * num_x;
            y_lim = j * num_y;

            if i == side && (num_x * side < n_row)
                x_lim = x_lim + n_row - num_x * side;
            end

            n_samples = 1;

            for k = (i-1)*num_x + 1 : x_lim
                for m = (j-1)*num_y + 1: y_lim
                    RMS_zones(currZone,idx) = RMS_zones(currZone,idx) +
RMS_vecs{idx}(k,m);
                    n_samples = n_samples + 1;
                    elems(k,m) = currZone;
                end
            end

            RMS_zones(currZone,idx) = RMS_zones(currZone,idx) / n_samples;

            currZone = currZone + 1;
        end
    end
end

%% RMS average

interval_filt = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples = interval_filt / interval; % number of RMS_matrix to be
averaged
index = 1;
i = 1;

% variable allocation
RMS_zonesf = zeros(N_zones,ceil(size(RMS_zones,2)/n_samples));

% iterates the ent_average vector
while true

    RMS_zonesf(:,index) = RMS_zonesf(:,index) + RMS_zones(:,i);

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed

        RMS_zonesf(:,index) = RMS_zonesf(:,index)./n_samples;
        index = index + 1;

    end
end

```

```

    i = i+1;

    if i > size(RMS_zones,2)

        RMS_zonesf(:,index) = RMS_zonesf(:,index)./(size(RMS_zones,2) -
(index-1) * n_samples);
        break;

    end
end

%% calculate entropy

entrp = zeros(1,length(RMS_vecs));

for i = 1:length(RMS_vecs)

    aux = RMS_vecs{i};

    for j = 1:size(aux,1)
        for k = 1:size(aux,2)

            if (aux(j,k) == 0)
                continue
            end

            aux(j,k) = aux(j,k)^2 /sum(sum(aux.^2));
            entrp(i) = entrp(i) - aux(j,k) * log2(aux(j,k));

        end
    end
end

% filter entropy

%% Entropy average

interval_ent = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples = interval_ent / interval; % number of RMS_matrix to be averaged
index = 1;
i = 1;

% variable allocation
ent_average = zeros(1,ceil(length(entrp)/n_samples));
stddev_ent = zeros(1,ceil(length(entrp)/n_samples));

% iterates the ent_average vector
while true

    ent_average(index) = ent_average(index) + entrp(i);

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed
        ent_average(index) = ent_average(index)/n_samples;

```

```

        stddev_ent(index) = std(entrp(i-n_samples+1:i));
        index = index + 1;

    end

    i = i+1;

    if i > length(entrp)
        ent_average(index) = ent_average(index)./(length(entrp) - (index-1)
* n_samples);
        stddev_ent(index) = std(entrp(i-(length(entrp) - (index-1) *
n_samples):i-1));
        break;
    end
end

t = [0:interval_filt:interval_filt*(size(RMS_zonesf,2)-1)];

% plot RMS figures
figure(1)

index = 1;

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,RMS_zonesf(index,:));
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Amplitude RMS [%]');
    grid on
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 0 100]);
end

% plot RMS figures
figure(2)

index = 1;

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,RMS_zonesf(index,:));
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Time [s]');
    ylabel('RMS amplitude [%]');
    grid on
    hold on
    title(['Region ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 0 100]);
end

figure(4)
t = [0:interval_ent:interval_ent*(size(ent_average,2)-1)];
errorbar(t,ent_average,stddev_ent,'.');

```

```

%plot(t,cf_avg(:,1));
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('Entropy');
title('Entropy - Morning');
axis([0 t(end) min(ent_average)-max(stddev_ent)*1.05
max(ent_average)+max(stddev_ent)*1.05])
hold on

%% 2nd file

clear all

col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61];           % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60];         % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59];         % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58];         % column no.4
col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57];         % column no.5
n_column = 5;
n_row    = length(col{1});

%% 1st file

% RMS values

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\tarde\';
filename = 'dataTarde.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

index = 2;
j = 1;

while ( true )

    % rms values
    s = ['RMS_matrix' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    RMS_matrix = eval(s);
    clear(s)

    for i = 1:length(RMS_matrix)
        RMS_vecs{j} = RMS_matrix{i};
        j = j+1;
    end

    index = index+1;
end

% 4 regions - RMS

```

```

%zone A

side = 4;
N_zones = side * side;
RMS_zones = zeros(N_zones,length(RMS_vecs));

num_x = floor(n_row /side);
num_y = floor(n_column/side);

elems = zeros(n_row,n_column);

for idx = 1:length(RMS_vecs)

    currZone = 1;

    for i = 1:side
        for j = 1:side

            x_lim = i * num_x;
            y_lim = j * num_y;

            if i == side && (num_x * side < n_row)
                x_lim = x_lim + n_row - num_x * side;
            end

            n_samples = 1;

            for k = (i-1)*num_x + 1 : x_lim
                for m = (j-1)*num_y + 1: y_lim
                    RMS_zones(currZone,idx) = RMS_zones(currZone,idx) +
RMS_vecs{idx}(k,m);
                    n_samples = n_samples + 1;
                    elems(k,m) = currZone;
                end
            end

            RMS_zones(currZone,idx) = RMS_zones(currZone,idx) / n_samples;

            currZone = currZone + 1;
        end
    end
end

%% RMS average

interval_filt = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples = interval_filt / interval; % number of RMS_matrix to be
averaged
index = 1;
i = 1;

% variable allocation
RMS_zonesf = zeros(N_zones,ceil(size(RMS_zones,2)/n_samples));

% iterates the ent_average vector
while true

```

```

RMS_zonesf(:,index) = RMS_zonesf(:,index) + RMS_zones(:,i);

if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed

    RMS_zonesf(:,index) = RMS_zonesf(:,index)./n_samples;
    index = index + 1;

end

i = i+1;

if i > size(RMS_zones,2)

    RMS_zonesf(:,index) = RMS_zonesf(:,index)./(size(RMS_zones,2) -
(index-1) * n_samples);
    break;

end
end

%% calculate entropy

entrp = zeros(1,length(RMS_vecs));

for i = 1:length(RMS_vecs)

    aux = RMS_vecs{i};

    for j = 1:size(aux,1)
        for k = 1:size(aux,2)

            if (aux(j,k) == 0)
                continue
            end

            aux(j,k) = aux(j,k)^2 /sum(sum(aux.^2));
            entrp(i) = entrp(i) - aux(j,k) * log2(aux(j,k));

        end
    end
end

% filter entropy

%% Entropy average

interval_ent = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples = interval_ent / interval; % number of RMS_matrix to be averaged
index = 1;
i = 1;

% variable allocation
ent_average = zeros(1,ceil(length(entrp)/n_samples));
stddev_ent = zeros(1,ceil(length(entrp)/n_samples));

```

```

% iterates the ent_average vector
while true

    ent_average(index) = ent_average(index) + entropy(i);

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed
        ent_average(index) = ent_average(index)/n_samples;

        stddev_ent(index) = std(entropy(i-n_samples+1:i));
        index = index + 1;

    end

    i = i+1;

    if i > length(entropy)
        ent_average(index) = ent_average(index)./(length(entropy) - (index-1)
* n_samples);
        stddev_ent(index) = std(entropy(i-(length(entropy) - (index-1) *
n_samples):i-1));
        break;
    end
end

t = [0:interval_filt:interval_filt*(size(RMS_zonesf,2)-1)];

% plot RMS figures
figure(3)

index = 1;

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,RMS_zonesf(index,:));
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Amplitude RMS [%]');
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 0 100]);
end

% plot RMS figures
figure(2)

index = 1;

for idx = 1:N_zones

    subplot(side,side,index)
    plot(t,RMS_zonesf(index,:), 'r');
    index = index +1;
    grid on
    xlabel('Tempo [s]');
    ylabel('Amplitude RMS [%]');

```

```
    title(['Região ', num2str(idx)] );
    axis([0 t(end) 0 100]);
end

figure(5)
t = [0:interval_ent:interval_ent*(size(ent_average,2)-1)];
errorbar(t,ent_average,stddev_ent, '.');
%plot(t,cf_avg(:,1));
grid on
xlabel('Time [s]');
ylabel('Entropy');
title('Entropy - Afternoon');
axis([0 t(end) min(ent_average)-max(stddev_ent)*1.05
max(ent_average)+max(stddev_ent)*1.05])
hold on
```

ANEXO G – Rotina MATLAB de representação topográfica da ativação muscular

```
clc
close all
clear all

col{1} = [4,5 ,11,10,24,32,34,39,40,49,50,62,61]; % column no.1
col{2} = [3,6 ,12,9 ,23,31,33,38,48,41,51,63,60]; % column no.2
col{3} = [2,7 ,13,17,22,30,27,37,47,42,52,64,59]; % column no.3
col{4} = [1,8 ,14,18,21,29,26,36,46,43,53,56,58]; % column no.4
col{5} = [1,16,15,19,20,28,25,35,45,44,54,55,57]; % column no.5
n_column = 5;
n_row = length(col{1});

%% 1st file
pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\manha\';
filename = 'dataManha.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

rms_cat = [];
c = [];
c_avg = [];
cf = [];
cf_avg = [];
stddevp = [];
stddevf = [];
normfreq = [];
RMS_matrix = [];

index = 2;
m = 1;
n = 1;

while ( true )

    % rms values
    s = ['RMS_matrix' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);

    for j = 1:length(aux)
        RMS_matrix{n} = aux{j};
        n = n + 1 ;
    end

    % median frequency
    s = ['cf' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end
end
```

```

aux = eval(s);
cf = [cf; aux];

% normfreq values
s = ['cf_avg' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
cf_avg = [cf_avg; aux];

% stddevf values
s = ['stddevf' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
stddevf = [stddevf; aux];

% centroid frequency
s = ['c' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
c = [c; aux];

% centroid frequency
s = ['c_avg' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
c_avg = [c_avg; aux];

% stddevp values
s = ['stddevp' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
stddevp = [stddevp; aux];

% freq average values
s = ['freq_average' num2str(index)];

```

```

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    clear(s);

    for i = 1:length(aux)
        freq_average{m} = aux{i};
        m = m+1;
    end

    index = index + 1 ;
end

%% RMS average in interval_avgp second average

interval_avgp = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples      = interval_avgp / interval; % number of RMS_matrix to be
averaged
index          = 1;
i              = 1;

% variable allocation
RMS_average = cell(1,ceil(length(RMS_matrix)/n_samples));

for i=1:length(RMS_average)
    RMS_average{i} = zeros(length(col{1}),n_column - 1);
end

% iterates the RMS_matrix vector
while true

    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})
            RMS_average{index}(row,column) = RMS_average{index}(row,column) +
RMS_matrix{i}(row,column);
        end
    end

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed
        RMS_average{index} = RMS_average{index}./n_samples;
        index = index + 1;
    end

    i = i+1;
    if i > length(RMS_matrix)
        RMS_average{index} = RMS_average{index}./(length(RMS_matrix) -
(index-1) * n_samples);
        break;
    end
end
end

```

```

n = 0;

% mesh
n = n + 1;
hFig = figure(n);
set(hFig, 'Position', [300 90 500 600])
xvec = 24-[0:3]*8;
yvec = [0:13]*8;

n_figs = 12;
step = ceil(length(freq_average)/n_figs);

m = 1;

disp ('Morning centroids: Frequency');

for a=1:step:length(freq_average)

    aux = interp2(freq_average{a}(:, :), 8, 'cubic');

    xi = cf_avg(a,1) / max(xvec) * size(aux,1);
    yi = cf_avg(a,2) / max(yvec) * size(aux,2);

    tmpx = 1:size(aux,1);
    tmpy = 1:size(aux,2);

    disp(['Point ' num2str(m) ': x = ' num2str(cf_avg(a,1)) '; y = '
num2str(cf_avg(a,2)) '; value = ' num2str(interp2(tmpx,tmpy,aux',xi,yi))])

    %caxis([0 max_Rms1])
    subplot(4,3,m)
    imagesc(xvec,yvec,aux,[0 200]);
    m = m+1;
    hold on
    plot(cf_avg(a,1),cf_avg(a,2), 'ko');
    xlabel('x-coordinate')
    ylabel('y-coordinate')
    title(['Morning - Median frequency in t = ',num2str(a*interval_avgf),'
s'])
    colorbar('EastOutside')
end

fprintf('\n');

% mesh
n = n+1;
hFig = figure(n);
set(hFig, 'Position', [300 90 500 600])
xvec = 24-[0:3]*8;
yvec = [0:13]*8;

m = 1;

disp ('Morning centroids: RMS');

for a=1:step:length(RMS_average)

```

```

    aux = interp2(RMS_average{a}(:, :), 8, 'cubic');

    xi = c_avg(a, 1) / max(xvec) * size(aux, 1);
    yi = c_avg(a, 2) / max(yvec) * size(aux, 2);

    tmpx = 1:size(aux, 1);
    tmpy = 1:size(aux, 2);

    disp(['Point ' num2str(m) ': x = ' num2str(c_avg(a, 1)) '; y = '
num2str(c_avg(a, 2)) '; value = ' num2str(interp2(tmpx, tmpy, aux', xi, yi))])
    %caxis([0 max_Rms1])
    subplot(4, 3, m)
    imagesc(xvec, yvec, aux, [0 100]);
    m = m + 1;
    hold on
    plot(c_avg(a, 1), c_avg(a, 2), 'ko');
    xlabel('x')
    ylabel('y')
    title([' Amplitude RMS - período da manhã em t = ', num2str(a*30), ' s'])
    colorbar('EastOutside')

end

fprintf('\n')

%% 1st file

clear all

col{1} = [4, 5 , 11, 10, 24, 32, 34, 39, 40, 49, 50, 62, 61]; % column no.1
col{2} = [3, 6 , 12, 9 , 23, 31, 33, 38, 48, 41, 51, 63, 60]; % column no.2
col{3} = [2, 7 , 13, 17, 22, 30, 27, 37, 47, 42, 52, 64, 59]; % column no.3
col{4} = [1, 8 , 14, 18, 21, 29, 26, 36, 46, 43, 53, 56, 58]; % column no.4
col{5} = [1, 16, 15, 19, 20, 28, 25, 35, 45, 44, 54, 55, 57]; % column no.5
n_column = 5;
n_row = length(col{1});

pathname = 'C:\Users\Ana\Desktop\rotina_25_07\sig\tarde\';
filename = 'dataTarde.mat';
disp(['Processing ' filename ' ...']);

load([pathname filename]);

rms_cat = [];
c = [];
c_avg = [];
cf = [];
cf_avg = [];
stddevp = [];
stddevf = [];
normfreq = [];
RMS_matrix = [];
RMS_average = [];

index = 2;
m = 1;
n = 1;

```

```

while ( true )

    % rms values
    s = ['RMS_matrix' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);

    for j = 1:length(aux)
        RMS_matrix{n} = aux{j};
        n = n + 1 ;
    end

    % median frequency
    s = ['cf' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    cf = [cf; aux];

    % normfreq values
    s = ['cf_avg' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    cf_avg = [cf_avg; aux];

    % stddevf values
    s = ['stddevf' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    stddevf = [stddevf; aux];

    % centroid frequency
    s = ['c' num2str(index)];

    if ~exist(s)
        break;
    end

    aux = eval(s);
    c = [c; aux];

    % centroid frequency

```

```

s = ['c_avg' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
c_avg = [c_avg; aux];

% stddevp values
s = ['stddevp' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
stddevp = [stddevp; aux];

% freq average values
s = ['freq_average' num2str(index)];

if ~exist(s)
    break;
end

aux = eval(s);
clear(s);

for i = 1:length(aux)
    freq_average{m} = aux{i};
    m = m+1;
end

index = index + 1 ;
end

%% RMS average in interval_avgp second average

interval_avgp = 30; % duration of the window for the RMS
averages
n_samples      = interval_avgp / interval; % number of RMS_matrix to be
averaged
index          = 1;
i              = 1;

% variable allocation
RMS_average = cell(1,ceil(length(RMS_matrix)/n_samples));

for i=1:length(RMS_average)
    RMS_average{i} = zeros(length(col{1}),n_column - 1);
end

% iterates the RMS_matrix vector
while true

```

```

    for column = 1 : n_column - 1
        for row = 1 : length(col{column})
            RMS_average{index}(row,column) = RMS_average{index}(row,column) +
RMS_matrix{i}(row,column);
        end
    end

    if rem(i,n_samples) == 0 % 30 seconds has passed
        RMS_average{index} = RMS_average{index}./n_samples;
        index = index + 1;
    end

    i = i+1;
    if i > length(RMS_matrix)
        RMS_average{index} = RMS_average{index}./(length(RMS_matrix) -
(index-1) * n_samples);
        break;
    end
end

n = 2;

% mesh
n = n + 1;
hFig = figure(n);
set(hFig, 'Position', [300 90 500 600])
xvec = 24-[0:3]*8;
yvec = [0:13]*8;

n_figs = 12;
step = ceil(length(freq_average)/n_figs);

m = 1;

disp ('Afternoon centroids: Frequency');

for a=1:step:length(freq_average)

    aux = interp2(freq_average{a}(:, :), 8, 'cubic');

    xi = cf_avg(a,1) / max(xvec) * size(aux,1);
    yi = cf_avg(a,2) / max(yvec) * size(aux,2);

    tmpx = 1:size(aux,1);
    tmpy = 1:size(aux,2);

    disp(['Point ' num2str(m) ': x = ' num2str(cf_avg(a,1)) '; y = '
num2str(cf_avg(a,2)) '; value = ' num2str(interp2(tmpx,tmpy,aux',xi,yi))])

    %caxis([0 max_Rms1])
    subplot(4,3,m)
    imagesc(xvec,yvec,aux,[0 200]);
    m = m+1;
    hold on
    plot(cf_avg(a,1),cf_avg(a,2), 'ko');
    xlabel('x-coordinate')
    ylabel('y-coordinate')

```

```

        title(['Afternoon - Median frequency in t = ', num2str(a*interval_avgf), '
s'])
        colorbar('EastOutside')
end

fprintf('\n');

% mesh
n = n+1;
hFig = figure(n);
set(hFig, 'Position', [300 90 500 600])
xvec = 24-[0:3]*8;
yvec = [0:13]*8;

m = 1;

disp ('Afternoon centroids: RMS');

for a=1:step:length(RMS_average)

    aux = interp2(RMS_average{a}(:, :), 8, 'cubic');

    xi = c_avg(a,1) / max(xvec) * size(aux,1);
    yi = c_avg(a,2) / max(yvec) * size(aux,2);

    tmpx = 1:size(aux,1);
    tmpy = 1:size(aux,2);

    disp(['Point ' num2str(m) ': x = ' num2str(c_avg(a,1)) '; y = '
num2str(c_avg(a,2)) '; value = ' num2str(interp2(tmpx,tmpy,aux',xi,yi))])
    %caxis([0 max_Rms1])
    subplot(4,3,m)
    imagesc(xvec,yvec,aux,[0 100]);
    m = m +1;
    hold on
    plot(c_avg(a,1),c_avg(a,2), 'ko');
    xlabel('x')
    ylabel('y')
    title(['Amplitude RMS - período da tarde em t = ', num2str(a*30), ' s'])
    colorbar('EastOutside')

end

```