



POTENCIAIS PROPAGANTES NO MÚSCULO OBLÍQUO INTERNO POR
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

Marcelle Ribeiro Rodrigues

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2017

POTENCIAIS PROPAGANTES NO MÚSCULO OBLÍQUO INTERNO POR
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

Marcelle Ribeiro Rodrigues

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2017

Rodrigues, Marcelle Ribeiro

Potenciais Propagantes no Músculo Oblíquo Interno por Eletromiografia de Superfície de Alta Densidade / Marcelle Ribeiro Rodrigues. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XII, 47 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 31-37.

1. Eletromiografia de Alta Densidade. 2. Potenciais Propagantes. 3. Oblíquo Interno. I. Oliveira, Liliam Fernandes de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedicatória

Dedico esta dissertação em primeiro lugar à Deus, aquele que é digno de toda a honra e toda a glória. Depois a meus pais Cláudia e Renato, e à minha irmã Karinna, meus alicerces. Nenhuma palavra os define melhor.

Agradecimentos

A Deus em primeiro lugar. Na bíblia está escrito em 1 Samuel 7 “.... Até aqui nos ajudou o Senhor”. E, mais uma etapa da vida vai se cumprindo, e não posso deixar de começar agradecendo a este meu Senhor que sempre me ajudou e foi Ele que creio que direcionou tudo. Em primeiro lugar toda gratidão ao meu Deus.

Somos seres que somos dependentes único e exclusivamente de Deus, mas Deus coloca pessoas de suma importância para ajudar ao longo da vida e das inúmeras etapas que a constituem, e estas pessoas também merecem o devido agradecimento e gratidão.

À minha família, por todo apoio, sem vocês não seria possível. Meus pais, Claudia e Renato, palavras são pequenas para definir a importância de vocês na conclusão desta etapa. Quando penso em vocês e a relação com a conclusão do mestrado, o que eu não poderia deixar de expor é que depois de Deus, vocês foram os mais importantes, pois se não fosse o amor de vocês, a preocupação de colocar em boas escolas, do abrir mão das suas próprias vontades e dos seus sacrifícios por mim, eu não chegaria até aqui. Minha irmã, obrigada por todo seu amor, amizade, preocupação e apoio, fundamentais neste processo. Minha família, vocês são anjos de Deus em minha vida, minha base. Qualquer palavra que eu use é minimalista em relação à importância de vocês. Essa vitória é nossa.

À Tati, minha discipuladora, minha amiga, obrigada por cada palavra, por cada discipulado, tenha certeza que você foi importante para a conclusão desse trabalho.

Aos meus líderes de célula, por toda força e apoio nesta etapa.

Aos amigos que conquistei no Laboratório de Biomecânica, Gabriel, Jessica, Bruna, Vivi, Natália, Kelly, Newton, Gis. Os dias em que estávamos juntos eram sempre agradáveis e sempre alguém tinha uma palavra amiga, um ouvido atencioso e um sorriso. Não posso deixar de registrar que os risos durante o almoço e no laboratório ficaram como ótimas lembranças.

Aos amigos que conquistei na turma de mestrado, Renata, Lorena e Bia.

Aos professores Taian Martins de Mello Vieira, Liliam Fernandes de Oliveira e Roger Gomes Tavares de Mello por todo conhecimento fornecido, bem como toda a orientação para a conclusão deste trabalho.

Ao professor do PEB, Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, por ser exemplo de pessoa e profissional.

Aos laboratórios LAPIS e LUS, e aos seus professores responsáveis por cordialmente ceder o espaço para a minha pesquisa sempre quando necessário.

Às agências de fomento CAPES, CNPQ, FAPERJ e FINEP, pelo financiamento do presente estudo.

Fazemos planos, imaginamos, sonhamos, e muitas vezes pensamos em nosso coração se eles vão se realizar. Mas, como está escrito na bíblia:

“Mas, como está escrito: As coisas que olhos não viram, nem ouvidos ouviram, nem penetraram o coração do homem, são as que Deus preparou para os que o amam. ” (I Coríntios 2.9).

Já sonhei em um dia fazer mestrado, doutorado, viajar a estudo, e aos poucos esses sonhos estão se tornando realidade, e acredito que coisas lindas ainda irei vivenciar, coisas que nem imaginei em todas as áreas da minha vida e continuarei vendo I Coríntios 2.9 se cumprindo em minha vida. Meu Deus, a Você meu maior agradecimento.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

POTENCIAIS PROPAGANTES NO MÚSCULO OBLÍQUO INTERNO POR
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

Marcelle Ribeiro Rodrigues

Fevereiro/2017

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

A eletromiografia de superfície é uma técnica de captação da atividade elétrica dos músculos superficiais, porém o potencial desta técnica na captação de sinais mioelétricos de músculos profundos ainda não foi totalmente explorada. A eletromiografia de superfície de alta densidade (HD-EMG) possibilita a identificação de potenciais propagantes de um músculo com fibras paralelas à superfície da pele e foi utilizada no presente estudo, para identificar potenciais propagantes no músculo oblíquo interno, profundo ao oblíquo externo, com matriz de 64 eletrodos. Foi proposto um método para processamento dos sinais EMG para estimar a direção dos potenciais de ação das unidades motoras do músculo oblíquo interno. Os resultados mostraram que foi possível identificar potenciais de ação propagantes na direção das fibras condizente com a arquitetura do músculo oblíquo interno e estimar a orientação destas fibras, em aproximadamente 53° . Conclui-se que o método proposto foi capaz de detectar potenciais propagantes no músculo profundo oblíquo interno com a técnica de HD-EMG e pode ser empregada em estudos da ação dessa musculatura em diferentes tarefas motoras.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

PROPAGATING POTENCIAL IN MUSCLE OBLIQUE INTERNAL FOR HIGH
DENSITY ELECTROMYOGRAPHY

Marcelle Ribeiro Rodrigues

February/2017

Advisor: Marcelle Ribeiro Rodrigues

Department: Biomedical Engineering

Surface electromyography is a technique for capturing the electrical activity of the superficial muscles, but the potential of this technique in the capture of myoelectric signals of deep muscles has not been fully explored. High-density surface electromyography (HD-EMG) allows the identification of potential propagators of a muscle with fibers parallel to the skin surface and was used in the present study to identify potential propagators in the internal oblique muscle, deep to the external oblique, with Matrix of 64 electrodes. A method for processing the EMG signals was proposed to estimate the direction of the action potentials of the motor units of the internal oblique muscle. The results showed that it was possible to identify propagating action potentials in the direction of the fibers in agreement with the architecture of the internal oblique muscle and to estimate the orientation of these fibers, in approximately 53° . It's concluded that the proposed method was able to detect potential propagators in the internal oblique deep muscle with the HD-EMG technique and can be used in studies of the action of this muscle in different motor tasks.

Sumário

| | |
|--|--------------------------------------|
| 1. Introdução..... | Erro! Indicador não definido. |
| 1.1 – Objetivo Geral..... | 5 |
| 1.2 – Objetivos Específicos | 5 |
| 2. Revisão de Literatura | Erro! Indicador não definido. |
| 1.1 – Músculos da Região Abdominal | 6 |
| 1.2 – Eletromiografia HD-EMG e Decomposição de Sinais..... | 8 |
| 1.3 – Fluxo Óptico | 10 |
| 3. Materiais e Métodos..... | Erro! Indicador não definido. |
| 3.1 Instrumentação | 15 |
| 3.2 Protocolo de teste | 16 |
| 4. Processamento dos sinais | 19 |
| 4.1 Inspeção visual do sinal de EMG..... | 20 |
| 4.2 Decomposição do sinal de EMG..... | 22 |
| 4.3 Desenho no modo monopolar das unidades motoras extraídas do sinal de EMG | 23 |
| 4.4 Desenho no modo diferencial das unidades motoras extraídas do sinal de EMG | 24 |
| 4.5 Definição do intervalo de propagação do potencial de ação | 25 |
| 4.6 Fluxo Óptico | 26 |
| 5. Resultados..... | 39 |
| 6. Discussão | 392 |
| 7 . Perspectivas futuras para aperfeiçoamento da metodologia..... | 39 |
| 8. Conclusão | 41 |
| Referências bibliográficas | 42 |

Lista de Figuras

| | | |
|--|--------------------------------------|----|
| Figura 1– Músculo oblíquo interno..... | Erro! Indicador não definido. | 3 |
| Figura 2– Músculo oblíquo externo..... | Erro! Indicador não definido. | 4 |
| Figura 3– Fluxograma da etapa 1 do protocolo de teste | Erro! Indicador não definido. | 3 |
| Figura 4– Posicionamento do voluntário na maca..... | Erro! Indicador não definido. | 4 |
| Figura 5– Fluxograma da etapa 2 do protocolo de teste | Erro! Indicador não definido. | 4 |
| Figura 6– 64 canais eletromiográficos em uma única tela ... | Erro! Indicador não definido. | 6 |
| Figura 7– Fluxograma do processamento dos sinais eletromiográficos..... | Erro! Indicador não definido. | 7 |
| Figura 8– Sinal de EMG original no modo monopolar..... | | 8 |
| Figura 9– Aumento da amplitude do sinal de EMG monopolar interpolado..... | | 20 |
| Figura 10– Potenciais de ação disparados por uma mesma unidade motora no modo monopolar..... | | 21 |
| Figura 11– Potenciais de ação disparados por uma mesma unidade motora no modo diferencial | | 22 |
| Figura 12– Gráficos gerados pela rotina Definição do intervalo de propagação do potencial de ação..... | | 23 |

| | |
|---|----|
| Figura 13– Vetores de velocidade resultantes da aplicação da técnica de fluxo óptico para o músculo OI..... | 25 |
| Figura 14– Mapa de cores referente a propagação de uma UM no músculo OI..... | 25 |
| Figura 15– Vetores de velocidade resultantes da aplicação da técnica de fluxo óptico para o músculo OE..... | 26 |
| Figura 16– Mapa de cores referente a propagação de uma UM no músculo OE..... | 26 |
| Figura 17– Fluxograma de obtenção dos vetores de velocidade para um sinal de EMG a partir da imagem original..... | 30 |

Lista de Tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1: Parâmetros de arquitetura muscular dos músculos abdominais..... | 5 |
| Tabela 2: Angulação das fibras dos músculos OI e OE..... | 31 |

Lista de Siglas

| | |
|--------|--|
| EMG | Eletromiografia |
| HD-EMG | <i>High-density-surface-EMG</i> |
| OI | Oblíquo Interno |
| MUAP | <i>Motor unit action potential</i> |
| MUAPs | <i>Motor unit action potentials</i> |
| OE | Oblíquo Externo |
| RA | Reto do Abdômen |
| TrA | Transverso do Abdômen |
| TCLE | Termo de consentimento livre e esclarecido |

1. Introdução

A eletromiografia (EMG) é uma técnica capaz de detectar potenciais elétricos gerados durante as contrações musculares, por meio de eletrodos posicionados na superfície da pele ou inseridos diretamente no tecido muscular (MERLETTI *et al.*, 2001, GARCIA e VIEIRA, 2011). A detecção de potenciais elétricos utilizando eletrodos de superfície é mais utilizada entre os pesquisadores por ser uma técnica não invasiva (GARCIA e VIEIRA, 2011).

Quando vários eletrodos estão posicionados na superfície da pele em músculos diferentes, utiliza-se o termo sistema de detecção multicanal. Todavia, quando eletrodos estão posicionados na superfície da pele em vários pontos de um mesmo músculo, utiliza-se o termo eletromiografia de alta densidade, HD-EMG (*high-density-surface-EMG*) (MERLETTI *et al.*, 2008). Esta técnica, possibilita a análise da distribuição da ativação na superfície do músculo durante uma determinada tarefa. Por meio de diferentes técnicas de processamento e dependendo do músculo em questão, é possível identificar a posição da zona de inervação e estimar a velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras (LAPATKI *et al.*, 2006, ZWARTS e STEGEMAN, 2003). A HD-EMG vem sendo utilizada em estudos de regionalidade da ativação em músculos superficiais, como o gastrocnêmio (AVANCINI *et al.*, 2015, ITIKI *et al.*, 2014, GALLINA *et al.*, 2011), quadríceps femoral (GALLINA e VIEIRA, 2013), tibial anterior (HOLOBAR *et al.*, 2010), trapézio (ITIKI *et al.*, 2014, MERLETTI *et al.*, 2008), bíceps braquial (KALLENBERG e HERMENS, 2009, HOLOBAR *et al.*, 2010), tríceps braquial (STAUDENMANN *et al.*,

2007) e abdutor do dedo mínimo (HOLOBAR *et al.*, 2010). Porém, em músculos mais profundos, como por exemplo, o oblíquo interno (OI), esta técnica ainda não foi explorada.

Para a captação de sinais eletromiográficos de músculos profundos são aplicadas técnicas invasivas como a eletromiografia de agulha ou fio (*wire*) (HASHIMOTO *et al.*, 2014, VITTI e BASMAJIAN, 1977) e fio (ARYA *et al.*, 2013). Estas técnicas permitem a identificação de alguns potenciais de ação de unidades motoras (conhecido como MUAP, *motor unit action potential*) e apresentam um menor volume de detecção (VILJOEN, 2007). A eletromiografia de superfície, por outro lado, é um somatório de potenciais de diferentes MUAPs e representa uma atividade mais global do músculo, mas não permite, por meio de métodos convencionais, uma identificação precisa de atividade de músculos profundos. O que define a indicação da técnica (EMG de superfície ou invasiva) é o objeto do estudo.

Na tentativa de estudar músculos profundos com a técnica de eletromiografia de superfície, alguns autores posicionaram os eletrodos em regiões em que estes músculos apresentam uma pequena região superficial, como por exemplo, o músculo vasto intermédio, localizado abaixo do músculo reto femoral (WATANABE e AKIMA, 2009). O músculo oblíquo interno (OI), situado abaixo do oblíquo externo (OE), foi analisado por um par de eletrodos de superfície a 2 cm abaixo do ponto mais proeminente da espinha ilíaca ântero-superior, medial e superior ao ligamento inguinal inclinado inferomedialmente 6° para a horizontal (BOCCIA e RAINOLDI 2014). Nesse caso, a interpretação da ativação muscular global, baseada em apenas uma pequena janela de acesso superficial, fica comprometida. A HD-EMG poderia ser uma alternativa para a detecção de potenciais propagantes deste músculo profundo, desde que seja realizado um processamento adequado

para decomposição do eletromiograma em MUAPs em direções compatíveis com a arquitetura do músculo oblíquo interno.

MIRKA *et al.* (1997), utilizando pares de eletrodos distribuídos em cinco locais sobre os músculos OE direito e esquerdo, verificaram a ativação seletiva e regional em contrações submáximas de rotação do tronco e que este perfil de ativação se modifica de acordo com a postura. Os resultados apresentados por MIRKA *et al.* (1997) devem ser vistos com cautela, pois os eletromiogramas captados por eletrodos de superfície podem conter sinais oriundos do OI. Esse tipo de contaminação, chamado de *cross-talk*, pode causar erros de interpretação da função muscular na tarefa estudada. JASSI (2010) utilizou a configuração bipolar, posicionando os eletrodos medialmente ao ligamento inguinal, para avaliar a estabilização lombo-pélvica e o início da ativação dos músculos transverso do abdômen, do OI e dos multífidos lombares em testes físicos funcionais. Obteve, como resultado, uma ativação do transverso do abdômen e do OI prévia à dos multífidos no movimento rápido de flexão de tronco. Estes resultados, em vista da importância do tema, devem ser aceitos com restrições, uma vez que não é possível identificar com clareza a ativação dos músculos profundos oblíquo interno e do transverso em sinais com possíveis níveis elevados de *cross-talk* e artefatos de movimento.

Os músculos OE e OI são ativados de maneira oposta no movimento de rotação de tronco. Por exemplo, quando é executado o movimento de rotação para a direita, o OI ipsilateral é ativado juntamente com o OE contralateral (NORRIS, 1993). O OE é superficial e tem suas fibras orientadas da região superior e lateral do abdômen para a inferior e medial, enquanto o OI apresenta orientação aproximadamente ortogonal à este. Essa arquitetura muscular dos oblíquos oferece uma boa condição para a exploração do potencial da técnica de HD-EMG na detecção de ativação em músculos profundos. Uma

hipótese é que seria possível identificar a propagação de potenciais de ação na direção das fibras do OI com HD-EMG, uma vez que o OE e o OI possuem orientações opostas de suas fibras e são ativados diferentemente nos movimentos de rotação de tronco ipsilateral e contralateral.

A identificação da propagação de potenciais de ação oriundos de unidades motoras (UM) é obtida através da decomposição dos sinais EMG com algoritmos complexos e tem sido aplicada para estudar a propagação de MUAPs em músculos fusiformes como o bíceps braquial (HE e MATHIEU, 2016, AMIRIDIS *et al.*, 2015, MILLER *et al.*, 2014) e penados como o gastrocnêmio e o quadríceps (GALLINA *et al.*, 2013, GALLINA e VIEIRA, 2015, RODRIGUEZ *et al.*, 2013, HERDA *et al.*, 2014).

O músculo OI possui uma arquitetura que se assemelha à forma geométrica de um leque e esta característica pode trazer limitação aos métodos já empregados para decomposição das MUAPs. GALLINA *et al.* (2013) analisaram o músculo gastrocnêmio, que também possui arquitetura muscular em forma de leque, como o OI, e definiram que se os eletrodos e as fibras musculares não estiverem localizados em planos paralelos, a estimativa, por exemplo da velocidade de condução (CV) das fibras musculares podem ser tendenciosas. Para tanto, testamos a implementação de uma técnica aplicada para determinar a direção e a velocidade de objetos em sequência de imagens; *optical flow* ou fluxo óptico (FO) (HORN e SCHUNCK, 1981). Um algoritmo baseado em FO na análise de sinais de EMG simulados para fibras profundas e superficiais foi inicialmente proposto por MESIN (2015) e posteriormente por LAPATKI *et al.* (2006) para músculos da face, para estimar, em tempo real, a geração, o fluxo e a extinção de MUAPs.

Essa técnica ainda não foi aplicada na análise de propagação de MUAPs em músculos profundos, especialmente com a arquitetura semelhante ao OI.

1.1 – Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho foi propor uma metodologia de análise e processamento de sinais HD-EMG baseada na técnica de fluxo óptico para identificação de potenciais propagantes no músculo do músculo OI e estimativa da direção se suas fibras.

1.2 – Objetivos Específicos

- Desenvolver protocolo de colocação de matriz de eletrodos de 64 canais na região abdominal e selecionar a tarefa motora, para captação de sinais mioelétricos do OE e OI;
- Proceder inspeção visual dos sinais;
- Aplicar algoritmo de decomposição dos sinais de HD-EMG em MUAPs, proposto por HOLOBAR e ZALULA (2004);
- Aplicar técnica proposta por GALLINA e VIEIRA (2015) para selecionar trechos de sinais compatíveis com propagação de MUAPs;
- Desenvolver algoritmo baseado na técnica de Fluxo Óptico para identificar a direção da propagação de potenciais de ação de unidades motoras dos músculos oblíquo interno e oblíquo externo.

2. Revisão de Literatura

2.1 – Músculos da Região Abdominal

A região abdominal é composta pelos músculos reto do abdômen, transverso do abdômen, OI (Figura 1), direito e esquerdo, e OE (Figura 2), direito e esquerdo.

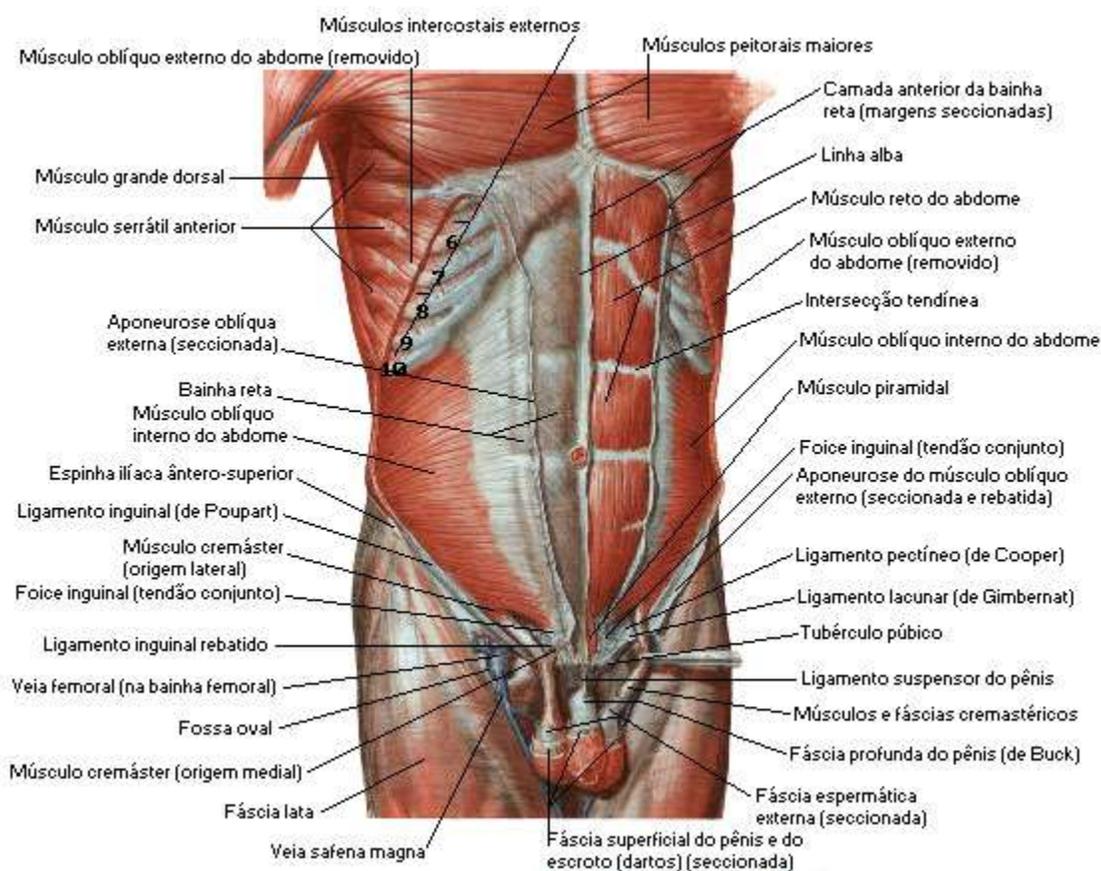


Figura 1: Músculo oblíquo interno do abdômen. Fonte: NETTER, Frank H. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

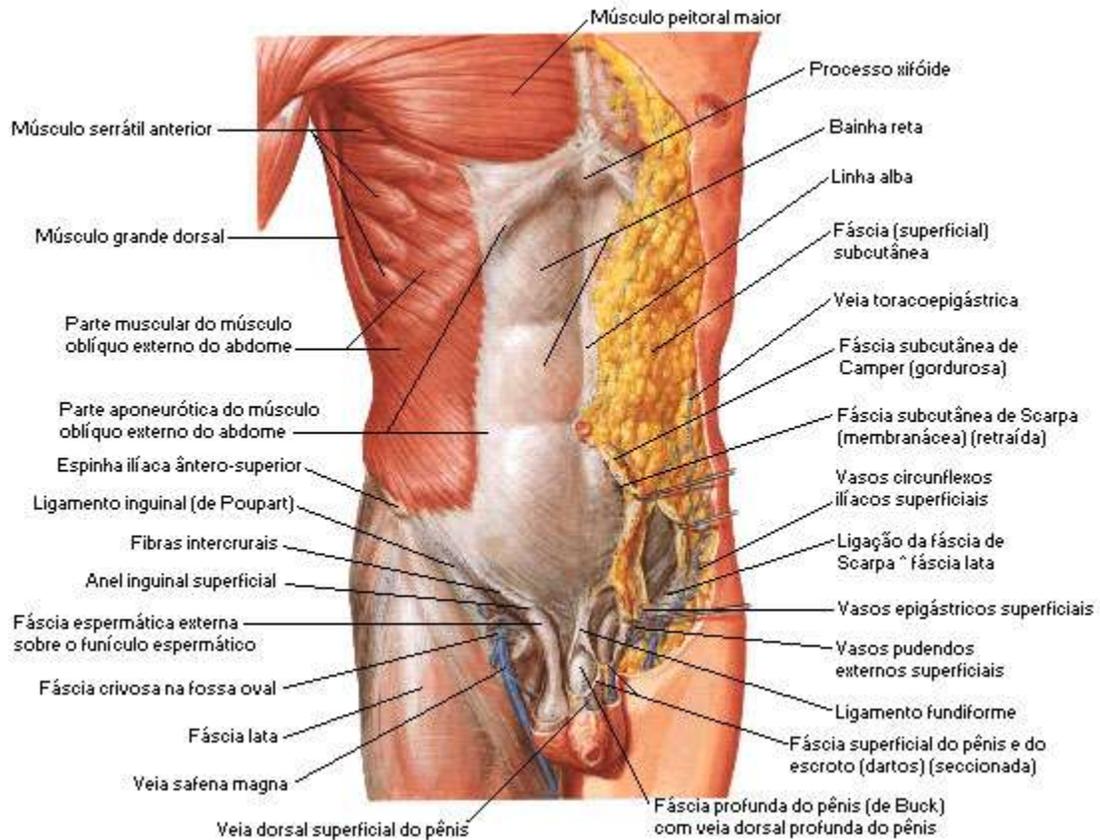


Figura 2: Músculo oblíquo externo do abdômen. Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

DRYSDALE *et al.* (2004) investigaram a atividade elétrica, utilizando eletrodos de superfície nos músculos reto e oblíquo externo abdominais, em exercícios de elevação pélvica e de esvaziamento de ar da região abdominal de 26 indivíduos adultos, do sexo feminino. DRYSDALE *et al.* (2004) observaram que para ambos os músculos, os exercícios de esvaziamento de ar da região abdominal produziram uma atividade elétrica significativamente menor em relação aos exercícios de elevação pélvica.

YOON *et al.* (2014) investigaram os efeitos do controle da inspiração e expiração lenta na atividade do esternocleidomastoideo e dos músculos abdominais durante o exercício de flexão de tronco em 12 indivíduos saudáveis. Os resultados deste estudo

sugerem que a expiração lenta seria recomendada durante o exercício de flexão de tronco para redução da ativação esternocleidomastoideo e ativação seletiva de TrA / IO em indivíduos saudáveis, em comparação com aqueles que realizaram inspiração silenciosa.

FERREIRA *et al.* (2004) compararam o recrutamento dos músculos TrA, OI e OE entre indivíduos com e sem dor lombar que realizaram tarefas isométricas de membro inferior, através da mudança da espessura em imagens de ultrassom, e compararam também a mudança de espessura com os sinais de EMG. FERREIRA *et al.* (2004) encontraram como resultado que os indivíduos com dor lombar tiveram um aumento significativamente menor na espessura do músculo TrA em relação ao grupo que não sofreu intervenção, contudo não houve diferença da atividade de EMG para OI ou OE.

ISHIDA (2016) quantificou a atividade elétrica dos músculos reto abdominal, OE e OI durante 30% e 75% da máxima pressão expiratória, e todos os músculos tiveram ativação maior durante 75% da máxima pressão expiratória.

2.2 – Eletromiografia HD-EMG e Decomposição de Sinais

A eletromiografia de superfície é uma técnica não-invasiva (HERMENS *et al.*, 2000) que capta o potencial elétrico do músculo com eletrodos posicionados na superfície da pele (DROST *et al.*, 2006, ZWARTS e STEGEMAN, 2003, KILBY *et al.*, 2016). Quando os pares de eletrodos posicionados na superfície da pele estão sobre músculos diferentes, utiliza-se o termo sistema de detecção multicanal, que é um termo mais abrangente do que sistema de detecção de alta densidade (MERLETTI *et al.*, 2008). Múltiplos canais possibilitam verificar diversos aspectos como o sinergismo entre vários músculos (KILBY *et al.*, 2016).

Quando os pares de eletrodos estão posicionados na superfície da pele somente sobre um único músculo, utiliza-se o termo sistema de aquisição de alta densidade HD-EMG (MERLETTI *et al.*, 2008 GARCIA e VIEIRA, 2011). A técnica HD-EMG permite uma maior resolução espacial, possibilitando que os eletromiogramas possam ser estudados como imagens da distribuição do potencial na superfície do músculo em questão (ÖSTLUND *et al.*, 2007). Com essa técnica, é possível estimar o comprimento das fibras, identificar a posição da zona de inervação e calcular a velocidade de propagação do potencial de ação das unidades motoras (MERLETTI *et al.*, 2008) de um mesmo músculo.

O sinal de EMG é o somatório dos potenciais de ação de diferentes unidades motoras (DE LUCA *et al.*, 2006; STASHUSK, 2001; REAZ *et al.*, 2006). A decomposição do sinal de EMG permite a separação do potencial de ação disparado por cada unidade motora (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985), fornecendo informações sobre o comportamento e a morfologia da unidade motora detectada. A forma do potencial de ação e a frequência de disparo da unidade motora podem ajudar no diagnóstico de patologias neurológicas, na compreensão do processo de envelhecimento e de fadiga do sistema neuromuscular (STASHUK, 1999, CHRISTODOULOU e PATTICHIS, 1999).

O processo de decomposição é constituído por um conjunto de algoritmos que são aplicados a um sinal de EMG para a detecção de potenciais de ação das unidades motoras (MUAPs) (STASHUK, 1999, HOLOBAR e ZALULA, 2004).

HOLOBAR e ZALULA (2004) desenvolveram um algoritmo de decomposição de eletromiogramas de superfície para a identificação de padrões de disparo de unidades motoras e seus respectivos potenciais de ação durante contrações isométricas voluntárias de baixa intensidade. Neste estudo foram gravados sinais de EMG do músculo bíceps braquial,

utilizando uma matriz de 61 eletrodos de cinco sujeitos com 10% de contração voluntária máxima, e foram identificadas sete UM ativas com uma taxa de disparo média de 14,1 Hz

2.3 – Fluxo Óptico

Optical flow ou fluxo óptico (FO) é uma técnica aplicada para determinar a direção e a velocidade de objetos em sequência de imagens (HORN e SCHUNCK, 1981). Sequências de imagens ordenadas pelo tempo permitem estimar o movimento da imagem bidimensional que é projetado como velocidades instantâneas de imagem ou deslocamentos discretos de imagens, geralmente chamados de campo de FO ou campo de velocidade de imagem. O FO também pode ser usado para realizar detecção de movimento (BEAUCHEMIN e BARRON, 1995).

Um algoritmo baseado em FO na análise de sinais de EMG simulados para fibras profundas e superficiais foi inicialmente proposto por MESIN (2015) e posteriormente por LAPATKI *et al.* (2006) para músculos da face, para estimar, em tempo real, a geração, o fluxo e a extinção de MUAPs.

ÖSTLUND *et al.* (2007) também desenvolveu um método baseado na técnica de fluxo óptico para estimar em tempo real a geração, extinção e propagação de potenciais de ação da fibra muscular a partir de EMG de superfície de alta densidade. O algoritmo foi testado em simulações de EMG de superfície de alta densidade (distância inter-eletrodos igual a 5 mm) a partir de fibras de comprimento finito geradas usando um modelo de condutor de volume multicamadas, e puderam estimar a direção das fibras (2° de erro médio de estimação), as posições da zona de inervação e tendões sob a matriz de eletrodos

(erros médios de 1 e 2 mm, respectivamente) e a velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras foi possível de ser obtida a partir do fluxo estimado.

Essa técnica ainda não foi aplicada na análise de propagação de MUAPs em músculos profundos, especialmente com a arquitetura semelhante ao OI.

O problema do fluxo óptico é que ele não pode ser calculado exclusivamente em um ponto da imagem sem levar em consideração os pontos vizinhos.

Então, são adicionadas restrições (HORN e SCHUNCK, 1981). Uma das restrições é considerar que o brilho varia suavemente nos pontos da imagem (HORN, 1991). Assume-se então que a superfície a ser trabalhada é plana, para evitar variações no brilho devido a efeitos de sombreamento e assumir também que a iluminação incidente sobre toda a superfície é uniforme (HORN e SCHUNCK, 1981). A técnica empregada no presente estudo foi a diferencial, a qual trabalha com a hipótese inicial de que em um pequeno intervalo de tempo o deslocamento é mínimo (FARIA, 1992) e isto restringe sua aplicação a curtos deslocamentos na imagem, o que ocorre nos mapas de cores gerados por HD-EMG. De fato, considerando uma frequência de amostragem de 2048 Hz, a mudança de intensidade de brilho é desprezível quando se considera um intervalo de amostragem ($1/2048 \approx 0,5$ ms).

A equação que descreve a restrição inicial de intensidade de brilho invariável é:

$$\frac{dE}{dt} = 0 \quad \text{II-1}$$

onde E é a intensidade do brilho na imagem.

Considerando o brilho da imagem no ponto (x,y) e no instante de tempo t , podemos definir a intensidade do brilho como uma função de três variáveis $E(x, y, t)$. Aplicando a

assunção inicial de invariância de E em pequenos intervalos de tempo e em torno do ponto considerado:

$$E(x, y, t) = E(x + dx, y + dy, t + dt) \quad \text{II-2}$$

Expandindo $E(x, y, t)$ pela série de Taylor (ÖSTLUND *et al.*, 2007):

$$E(x + dx, y + dy, t + dt) \approx E(x, y, t) + \frac{\partial E}{\partial x} dx + \frac{\partial E}{\partial y} dy + \frac{\partial E}{\partial t} dt \quad \text{II-3}$$

A partir de II-2 e II-3, segue:

$$\frac{\partial E}{\partial x} dx + \frac{\partial E}{\partial y} dy + \frac{\partial E}{\partial t} dt = 0 \quad \text{II-4}$$

Tomando-se cada termo da equação II-4 em relação ao diferencial dt :

$$\frac{\partial E}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial E}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad \text{onde} \quad E_x = \frac{\partial E}{\partial x}, E_y = \frac{\partial E}{\partial y} \text{ e } E_t = \frac{\partial E}{\partial t} \quad \text{II-5}$$

onde dx/dt e dy/dt são os componentes do vetor velocidade, logo:

$$\vec{v} = \left(\frac{dx}{dt}, \frac{dy}{dt} \right) = (v_x, v_y) \quad \text{II-6}$$

Um problema evidente é a indeterminação da equação II-5, pois existem duas incógnitas para uma equação. Este problema pode ser resolvido por meio do acréscimo de restrições adicionais que possibilitam o estabelecimento de outras equações, tornando assim o sistema determinado ou sobredeterminado. No presente trabalho, os pixels vizinhos referentes a um pixel central definem uma matriz de ordem 3 x 3.

Resolvendo o problema para um determinado pixel n , \vec{v} é constante no seu entorno, logo a matriz $E_{3 \times 3}$ é descrita por:

$$\begin{bmatrix} E_1 & E_2 & E_3 \\ E_4 & E_n & E_6 \\ E_7 & E_8 & E_9 \end{bmatrix} \quad \text{II-7}$$

Portanto, as equações resultantes da restrição proporcionada pelo método de LUCAS-KANADE (1981) e que são utilizadas para encontrar \vec{v} referente ao pixel n são:

$$\begin{cases} E_{x1}v_x + E_{y1}v_y = -E_{t1} \\ E_{x2}v_x + E_{y2}v_y = -E_{t2} \\ \vdots \\ E_{xn}v_x + E_{yn}v_y = -E_{tn} \\ \vdots \\ E_{x9}v_x + E_{y9}v_y = -E_{t9} \end{cases} \quad \text{II-8}$$

Estas equações podem ser representadas matricialmente, da seguinte forma:

$$\begin{bmatrix} E_{x1} & E_{y1} \\ E_{x2} & E_{y2} \\ \vdots & \vdots \\ E_{xn} & E_{yn} \\ \vdots & \vdots \\ E_{x9} & E_{y9} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} E_{t1} \\ E_{t2} \\ \vdots \\ E_{tn} \\ \vdots \\ E_{t9} \end{bmatrix} \quad \text{ou} \quad \mathbf{A} \cdot \mathbf{V} = -\mathbf{B} \quad \text{II-9}$$

Para a resolução deste sistema pode ser utilizado o método dos mínimos quadrados, como segue:

$$\begin{aligned} \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A} \cdot \mathbf{V} &= \mathbf{A}^T \cdot (-\mathbf{B}) \\ (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A}) \cdot \mathbf{V} &= (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot (-\mathbf{B}) \\ (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A}) &= \mathbf{I}_2 \quad \text{e} \quad \mathbf{I}_2 \cdot \mathbf{V} = \mathbf{V} \\ \mathbf{V} &= (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot (-\mathbf{B}) \end{aligned} \quad \text{II-10}$$

onde \mathbf{A}^T é a transposta da matriz \mathbf{A} e \mathbf{I}_2 é a matriz identidade de ordem dois.

Logo, o vetor \mathbf{V} pode ser obtido por:

$$\mathbf{V} = \begin{bmatrix} \sum E_{xi}^2 & \sum E_{xi}E_{yi} \\ \sum E_{xi}E_{yi} & \sum E_{yi}^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum E_{xi}E_{ti} \\ -\sum E_{yi}E_{ti} \end{bmatrix} \quad \text{II-11}$$

Para calcular as derivadas parciais do brilho E_x , E_y e E_t podem ser utilizadas as matrizes de peso propostas por SOBEL e definidas por:

$$\mathbf{W}_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \mathbf{W}_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad \mathbf{W}_t = \begin{bmatrix} 1/12 & 1/6 & 1/12 \\ 1/6 & -1 & 1/6 \\ 1/12 & 1/6 & 1/12 \end{bmatrix} \quad \text{II-12}$$

e as derivadas parciais referentes ao pixel n são calculadas por meio das seguintes equações:

$$E_{x_n} = \sum E_i \cdot W_{xi} = -E_1 + 0 \cdot E_2 + E_3 - 2 \cdot E_4 + 0 \cdot E_n + 2 \cdot E_6 - E_7 + 0 \cdot E_8 + E_9 \quad \text{II-13}$$

$$E_{y_n} = \sum E_i \cdot W_{yi} = -E_1 - 2 \cdot E_2 - E_3 + 0 \cdot E_4 + 0 \cdot E_n + 0 \cdot E_6 + E_7 + 2 \cdot E_8 + E_9 \quad \text{II-14}$$

$$\begin{aligned} E_{nt} = \sum (E_{it2} - E_{it1}) \cdot W_{ti} = & [1/12 \cdot (E_{1t2} - E_{1t1})] + \\ & + [1/6 \cdot (E_{2t2} - E_{2t1})] + [1/12 \cdot (E_{3t2} - E_{3t1})] + [1/6 \cdot (E_{4t2} - E_{4t1})] + \\ & + [- (E_{nt2} - E_{nt1})] + [1/6 \cdot (E_{6t2} - E_{6t1})] + [1/12 \cdot (E_{7t2} - E_{7t1})] + \\ & + [1/6 \cdot (E_{8t2} - E_{8t1})] + [1/12 \cdot (E_{9t2} - E_{9t1})] \end{aligned} \quad \text{II-15}$$

3. Matérias e Métodos

As coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica (PEB), do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ).

A amostra foi composta por três jovens do sexo masculino, saudáveis, sem histórico prévio de lesão e sedentários (idade $24,33 \pm 9,24$ anos, estatura $178 \pm 7,55$ cm e peso $74,33 \pm 9,50$ kg) que concordaram em participar voluntariamente deste estudo e assinaram o Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). O protocolo utilizado neste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - CEP/HUCFF (49552215.8.0000.5257).

3.1 Instrumentação

Para a aquisição dos sinais de eletromiografia foi utilizada uma matriz de 64 eletrodos (4 colunas com 13 linhas, 1 coluna com 12 linhas, com 2 mm de diâmetro e distância intereletrodo 8 mm, LISiN, Politecnico di Torino, Itália).

Os sinais eletromiográficos (EMG) captados pela matriz de eletrodos foram amplificados por um amplificador com largura de banda 10-500 Hz (EMG-USB2, LISiN-OTBioelettronica, Itália) e foram amostrados em uma taxa de 2048 amostras/s por um conversor A/D de 12 bits, em configuração monopolar.

3.2 Protocolo de teste

O protocolo de teste foi definido em 2 etapas:

Etapa 1: Posicionamento do voluntário e sessão de familiarização (Figura 3).

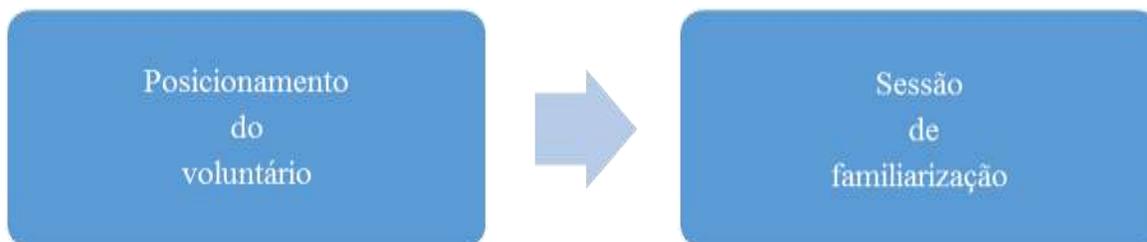


Figura 3: Fluxograma da etapa 1 do protocolo de teste.

Posicionamento do voluntário

Os voluntários foram posicionados em uma maca em decúbito dorsal com os joelhos fletidos a 90° (Figura 4).



Figura 4: Posicionamento do voluntário na maca.

Sessão de familiarização

Após o posicionamento na maca, cada voluntário foi orientado a realizar duas rotações de tronco retirando as escápulas da maca, uma para cada lado, de forma lenta, permanecendo em contração isométrica por aproximadamente 15 s. O intervalo entre as rotações foi de no mínimo 120 s para descanso.

Etapa 2: Posicionamento da matriz de eletrodos, realização do teste, amplificação dos sinais e software para aquisição (Figura 5).

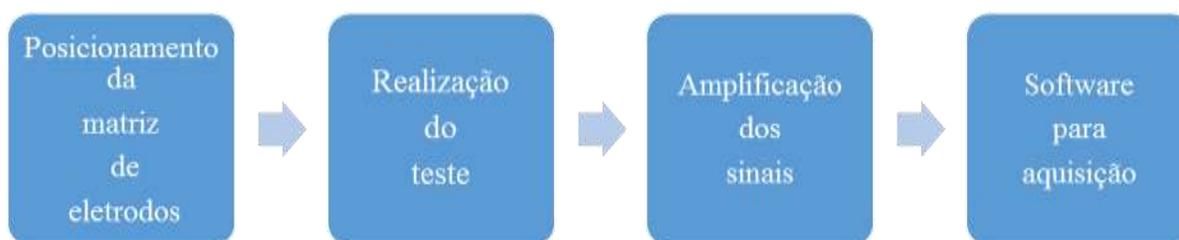


Figura 5: Fluxograma da etapa 2 do protocolo de teste

Posicionamento da matriz de eletrodos

Para a aquisição dos sinais de eletromiografia foi utilizada a matriz de 64 eletrodos posicionada no lado direito do abdômen, com as bordas lateral superior e inferior, respectivamente, posicionadas sobre a primeira costela flutuante e a espinha íliaca ântero-superior (EIAS). Antes da colocação da matriz de eletrodos, a pele foi preparada por tricotomia e limpeza com água e sabão. A matriz de eletrodos foi fixada na pele por uma fita adesiva. Para um melhor contato eletrodo pele foi utilizado uma pasta condutiva (Ac Cream, Spes medica, São Paulo, Brasil). Este local foi selecionado após uma inspeção anatômica com ultrassonografia em testes piloto, para garantir uma adequada representação do músculo OI sob a matriz de eletrodos. O eletrodo de referência foi fixado na altura do processo estilóide.

Realização do teste

Após a colocação da matriz de eletrodos, cada voluntário foi orientado a realizar duas contrações para cada lado, de forma lenta, retirando as escápulas da maca e permanecendo em contração isométrica por 15 s. O intervalo entre as rotações foi de 120 s.

A rotação para direita, lado onde a matriz estava posicionada, foi considerado seletivo para a ativação do músculo OI, enquanto a rotação para a esquerda, lado oposto à matriz, tinha como objetivo gerar maior nível de ativação no músculo OE.

Aquisição dos sinais

Os sinais eletromiográficos captados pela matriz de eletrodos foram amplificados com ganho 2000 pelo amplificador EMG-USB2 (OTBioelettronica, Itália) e a aquisição se deu em configuração monopolar.

Para a visualização e gravação dos sinais de eletromiografia foi utilizado um software disponível no site da OTBioelettronica (OTBioelettronica, Itália).

Antes de iniciar a aquisição dos sinais de eletromiografia alguns critérios foram estabelecidos:

- 1) Selecionar 10 Hz como frequência. de corte do filtro passa-altas.
- 2) Testar 500 e 900 Hz como frequência de corte do filtro passa-baixas.
- 3) Observar possíveis saturações nos sinais de eletromiografia, visualizando cada sinal separadamente, quando necessário, e ajustar o ganho.
- 4) Retirar o cabo da tomada para verificar a qualidade do sinal sustentado pelo *nobreak*.

- 5) Utilizar o notebook somente na bateria.
- 6) Tomar o devido cuidado com os cabos de aterramento.
- 7) Não tocar no sujeito de teste.
- 8) Procurar periodicidade no sinal que represente a presença de ruído.
- 9) Visualizar todos os canais em uma única tela e aumentar a faixa dinâmica (Figura 6).

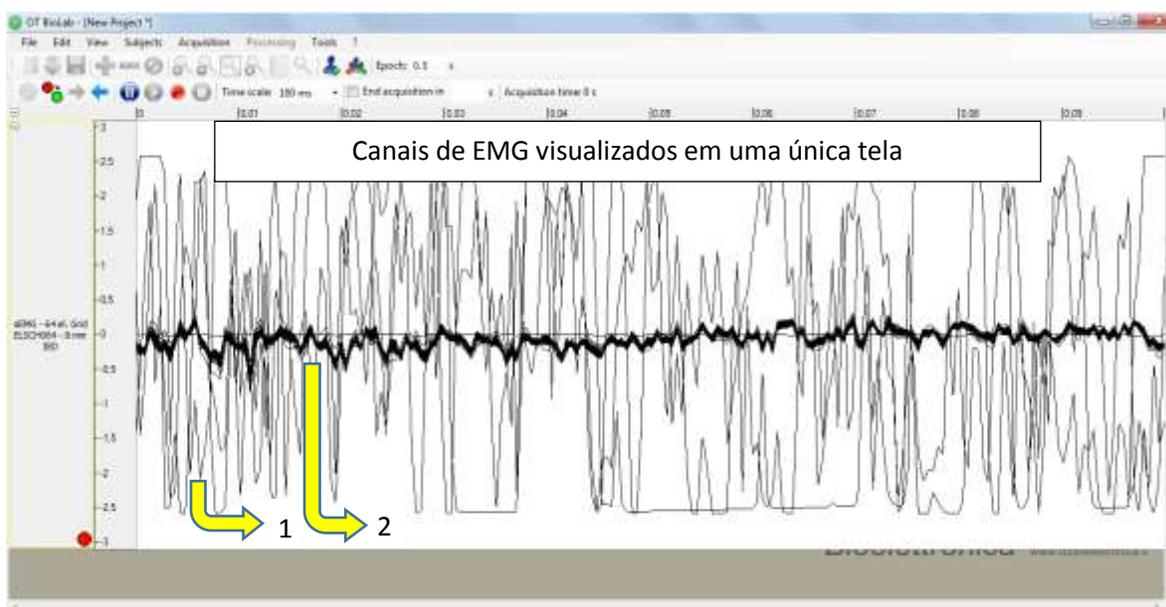


Figura 6: 64 canais eletromiográficos em uma única tela. (1) Cada linha mais clara representa um sinal de EMG saturado. Deve ser investigado e solucionado (2) Linha escura representa os sinais EMG adequados.

4. Processamento dos sinais

Os sinais foram filtrados nos sentidos direto e reverso por um filtro passa-banda digital Butterworth de 4ª ordem com frequências de corte 15 e 350 Hz, para atenuar possíveis artefatos de movimento e ruídos de alta frequência. Foi utilizado um filtro notch para a atenuação do ruído de rede na frequência de 60 Hz. O processamento dos sinais foi dividido em cinco etapas (Figura 7):



Figura 7: Fluxograma do processamento dos sinais eletromiográficos.

4.1 Inspeção visual do sinal de EMG

Inicialmente, foi feito o mapeamento dos eletrodos da matriz para que os canais fossem organizados e visualizados corretamente. Foi realizada uma inspeção visual dos sinais de EMG (Figura 8) em janelas de 100 ms buscando identificar potenciais compatíveis com a propagação ao longo do músculo OI e OE. O critério para considerar um potencial como propagante foi a observação de potenciais monopolares similares em forma.

Esta rotina de inspeção visual, permitiu também, analisar no modo monopolar e diferencial o sinal de EMG, possibilitando:

- 1) Interpolar canais.
- 2) Selecionar um trecho específico (Figura 9).
- 3) Diminuir ou aumentar a amplitude do sinal de EMG, em ambos os modos.

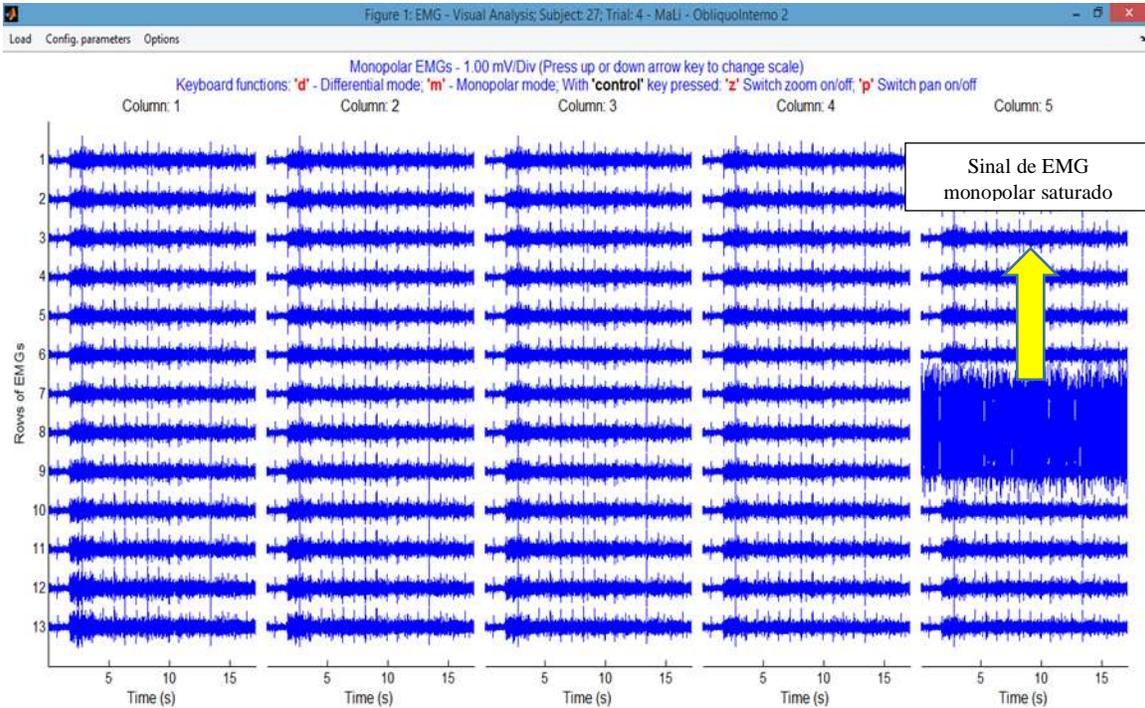


Figura 8: Sinal de EMG original no modo monopolar

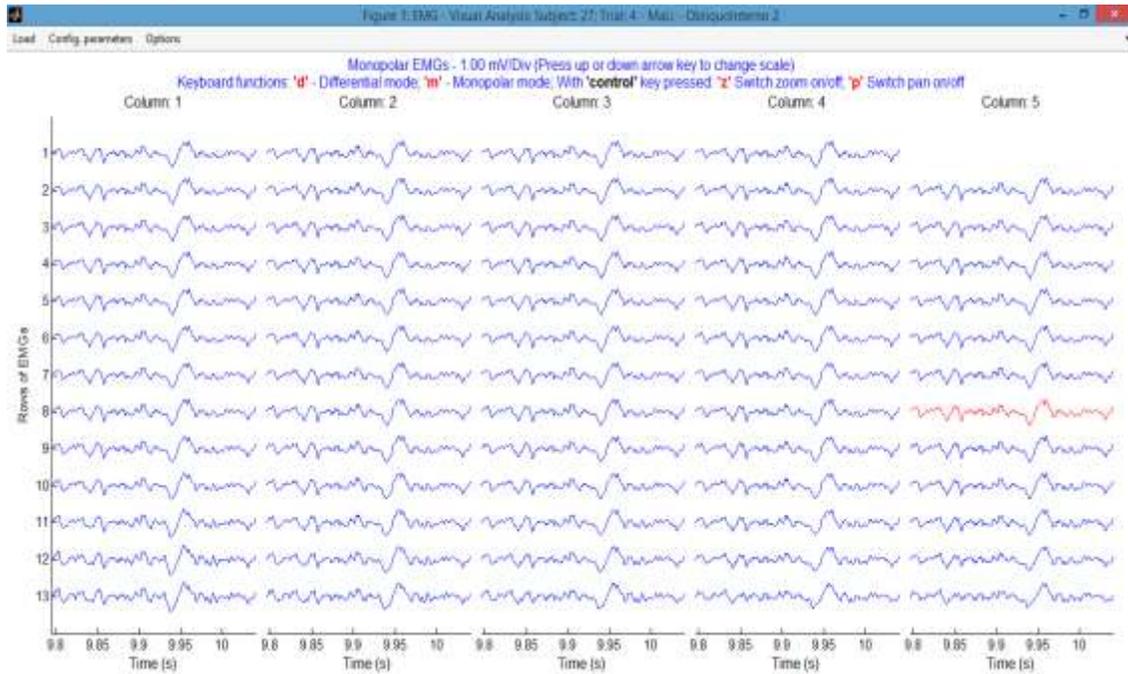


Figura 9: Seleção de um trecho específico do sinal de EMG no modo monopolar e interpolação de um canal de EMG saturado (canal destacado na cor vermelha).

4.2 Decomposição do sinal de EMG

Após a análise de inspeção visual dos sinais de eletromiografia na rotina Análise de Inspeção visual do sinal de EMG, os sinais foram decompostos na rotina Decomposição do sinal de EMG. Esta rotina permitiu extrair os potenciais de ação das unidades motoras que compõem do sinal de eletromiografia utilizando um procedimento automático validado por HOLOBAR e ZALULA (2004).

Para tal, o sistema foi modelado:

- 1- Como um sistema linear invariante no tempo com múltiplas entradas e saídas, em que cada canal de eletromiografia representa uma das saídas que é uma sobreposição dos trens de impulsos de todas as unidades motoras captadas e um ruído branco gaussiano (Equação III-1).

$$x_i(n) = \sum_{j=1}^N \sum_{l=0}^{L-1} h_{ij}(l) s_j(n-l) + w_i(n) \quad i = 1, \dots, M$$

III-1

onde,

$x_i(n)$ = somatório dos trens de impulsos de todas as UM captadas

$h_{ij}(l)$ = trens de impulsos de uma unidade motora

$s_j(n-l)$ = função impulso que desloca de l unidades

$w_i(n)$ = ruído branco Gaussiano

- 2- A decomposição foi feita então por meio da inversa da matriz de correlação das saídas devidamente defasadas. Um índice de atividade também foi calculado e serve como um indicador de atividade de uma unidade motora. Adicionalmente, existem

critérios de penalização que evitam a classificação de ruídos como atividade de unidade motora.

- 3- A partir dos instantes de disparo, uma forma de onda característica de potencial de ação será obtida por meio da técnica de média coerente sincronizada pelos spikes. Cada potencial de ação é resultado da média de potenciais detectados para centenas de disparos. É importante destacar que, nesse caso, o potencial considerado é claramente identificado, mesmo que o eletromiograma apresente níveis razoáveis de ruído. Os eletromiogramas foram então sincronizados e promediados com uma janela de 30 ms centrada em cada disparo.

4.3 Desenho no modo monopolar das unidades motoras extraídas do sinal de EMG

Após a decomposição dos sinais de eletromiografia, os potenciais de ação extraídos das unidades motoras que compõem do sinal de eletromiografia foram desenhados (*templates*) no modo monopolar.

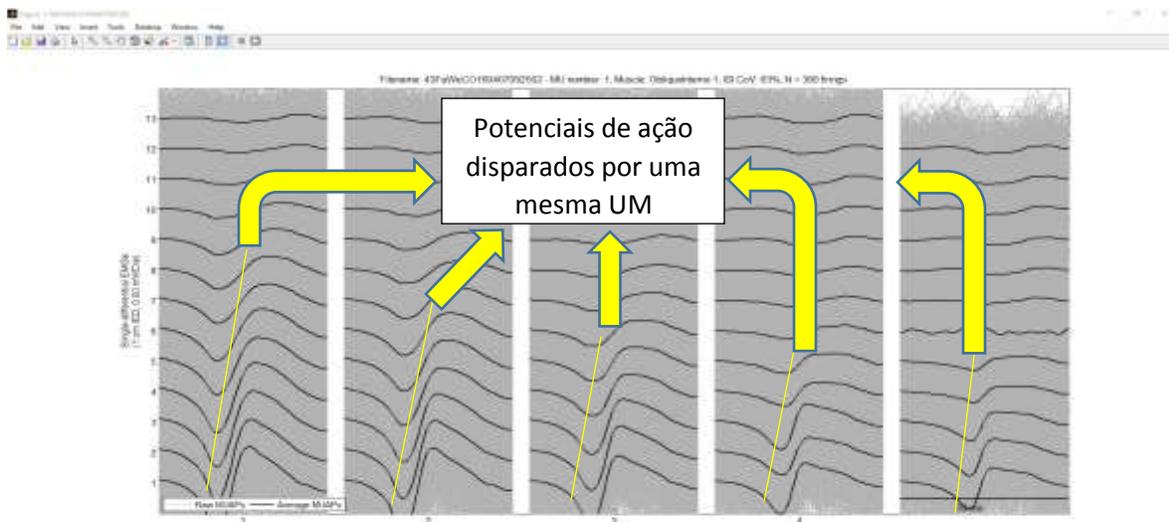


Figura 10: Potenciais de ação disparados por uma mesma UM no modo monopolar visualizados em cada coluna da matriz

4.4 Desenho no modo diferencial das unidades motoras extraídas do sinal de EMG

Os potenciais de ação extraídos das unidade motoras que compõem do sinal de eletromiografia foram desenhados (*templates*) no modo diferencial.

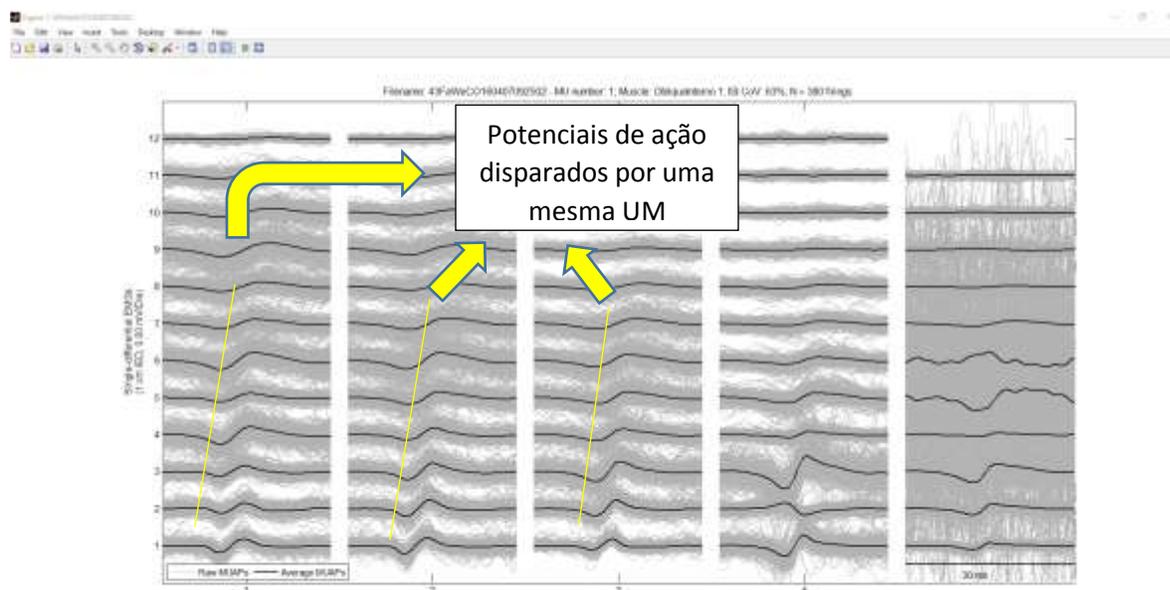


Figura 11: Potenciais de ação disparados por uma mesma UM no modo diferencial visualizados em cada coluna.

Alguns critérios foram definidos para a escolha dos *templates* que iriam ser analisados:

- 1) Analisar a frequência de disparo. Como as unidades motoras disparam a uma frequência de aproximadamente 5 Hz (LEITE e FALOPPA, 2013) e neste estudo, os testes tiveram 15 s de duração, então o mínimo de disparos considerado para uma unidade motora por teste foram: $15 \text{ s} \times 5 \text{ Hz} = 75$ disparos.

4.5 Definição do intervalo de propagação do potencial de ação

Após a seleção dos *templates* de cada unidade motora seguiu-se a definição do intervalo de propagação do potencial de ação a ser analisado. Para cada rotação de tronco, foi feita a média dos templates dos potenciais de ação disparados por uma mesma UM, normalizada pela máxima amplitude da média dos templates disparados por esta UM (Figura 12). Neste gráfico foi utilizado um limiar (20%) para definir o intervalo que era possível visualizar a média dos templates da melhor maneira possível em um mapa de cores. Cada ponto na Figura 12.C representa o deslocamento do potencial de ação ao longo do tempo, acima do limiar pré-definido.

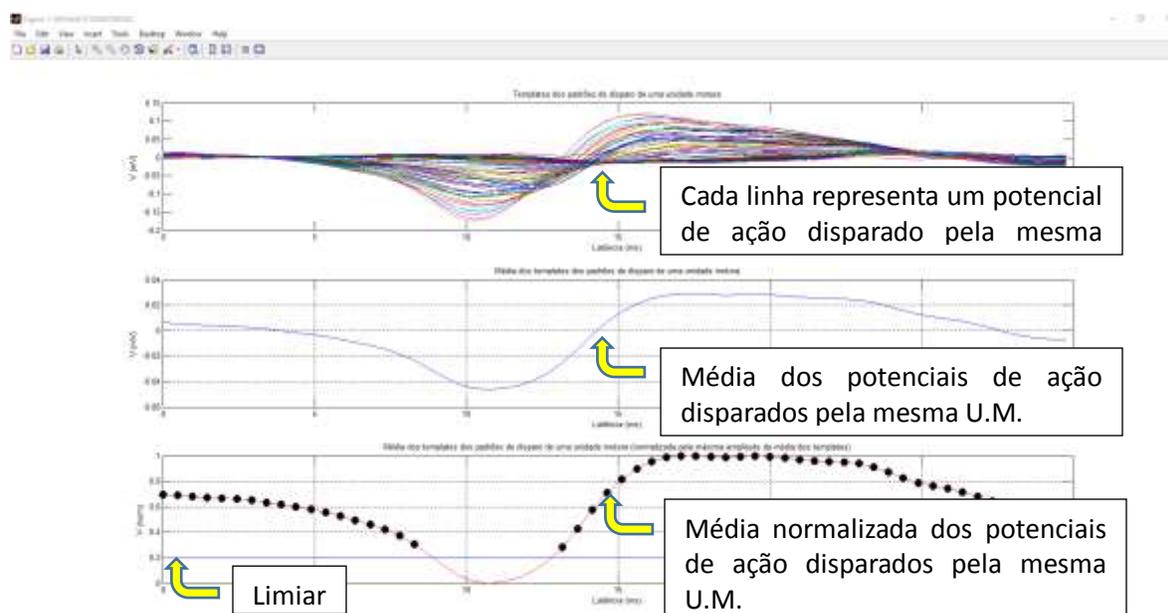


Figura 12: (A) Exemplo da superposição dos sinais monopolares de uma UM de um teste de rotação seletivo para OI. (B) Média dos sinais monopolares do potencial de ação desta UM. (C) Média dos sinais monopolares do potencial de ação desta UM. O início em que era possível visualizar o potencial de ação da U.M. definido como a latência em que o nível de 20% foi excedido pela primeira vez na média dos sinais normalizados.

4.6 Fluxo Óptico

Após a visualização e definição do intervalo no gráfico da Figura 10, em que era possível observar o potencial de ação propagando, uma rotina de para cálculo de Fluxo Óptico implementada no MatLab foi utilizada para definir a direção dos vetores de velocidade. Para definir os vetores velocidades do potencial de ação propagante foi considerado que (Anexo B):

- O brilho $E(x,y,t)$ da imagem no pixel (x,y) no tempo t , primeiramente é assumido que o intervalo de tempo dt entre duas imagens é muito curto e o brilho da imagem não se altera neste intervalo de tempo:
- Assumindo que o fluxo (V_x, V_y, V_z) é constante em pequenas janelas de tamanhos $m \times m$ e com $m > 1$, e numerando os pixels de 1 até n , temos o fluxo óptico para cada pixel.

Para calcular as aproximações das derivadas do vetor velocidade \vec{V} , uma para as variações horizontais $\frac{dx}{dt}$, e outra para as verticais $\frac{dy}{dt}$, foi aplicado um filtro Sobel que é um operador que utiliza duas matrizes 3×3 , respectivamente w_x e w_y que foram convoluídas com a imagem original.

$$w_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad w_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Considerando-se, A como a imagem inicial então, M_x e M_y são duas imagens que em cada ponto contêm uma aproximação às derivadas horizontal e vertical de A :

$$M_x = w_x * A \quad M_y = w_y * A$$

Desse modo, foi possível obter as derivadas do vetor velocidade \vec{V} para os músculos OI (Figura 13) e OE (Figura 15). Em adicional, foi gerado um mapa de cores para as derivadas do vetor velocidade \vec{V} para os músculos OI (Figura 14) e OE (Figura 16).

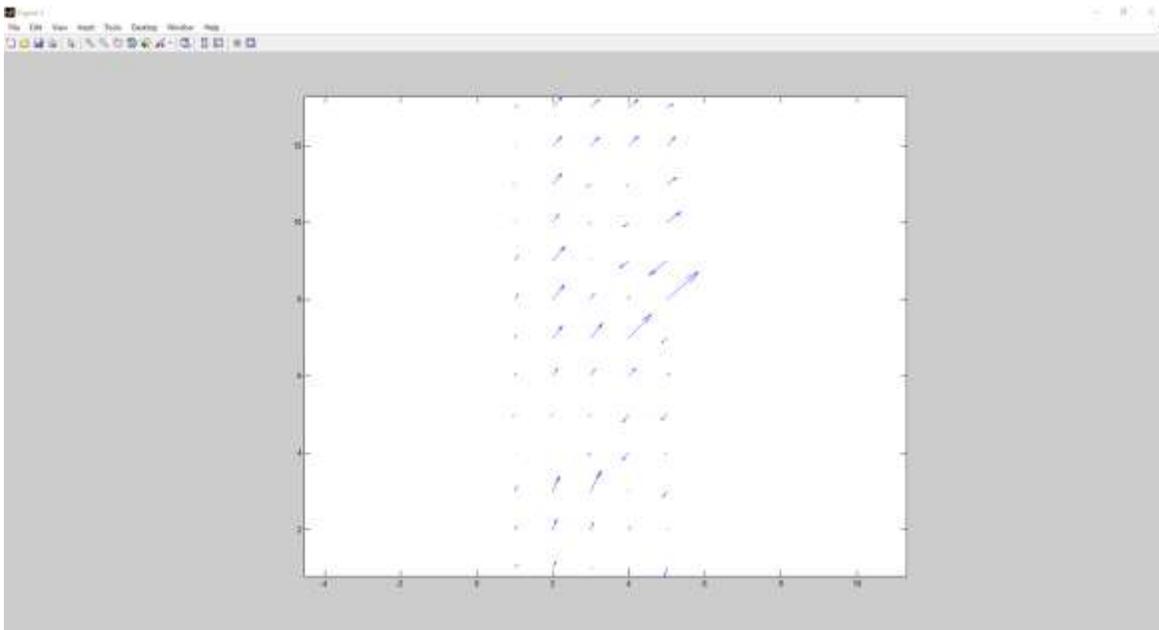


Figura 13: Vetores de velocidade resultantes da aplicação da técnica de fluxo óptico para o teste seletivo do músculo OI.

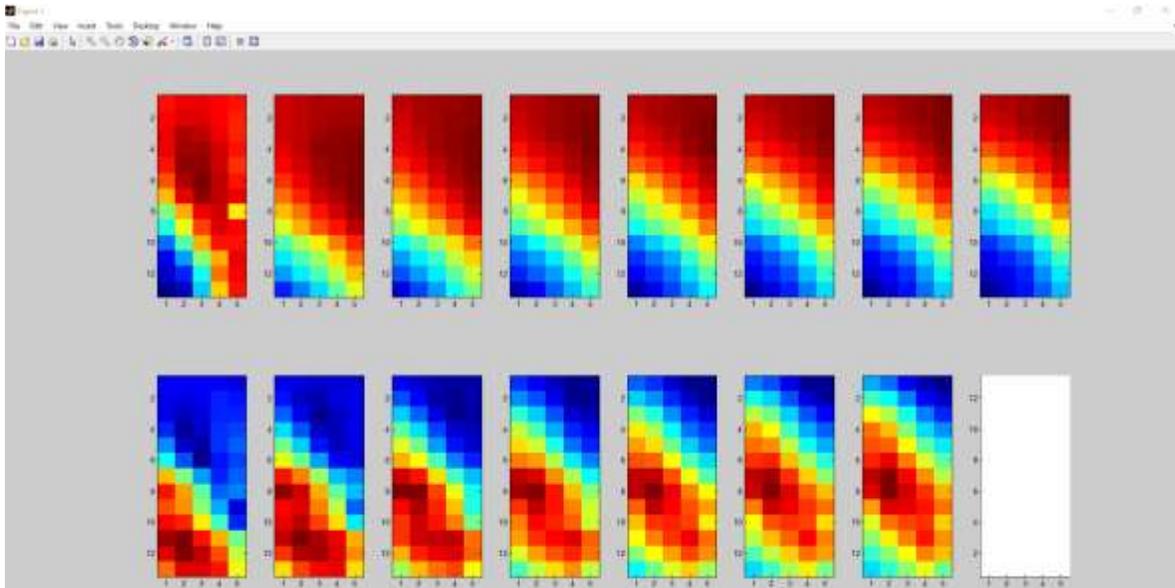


Figura 14: Mapa de cores referente a propagação de uma UM no músculo OI.

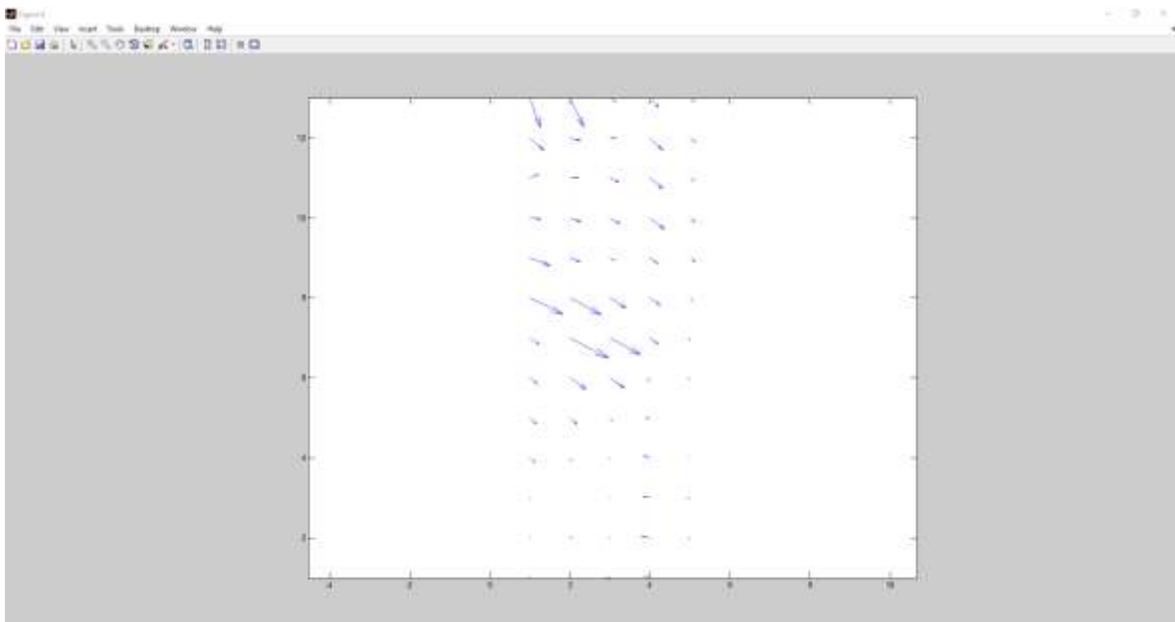


Figura 15: Vetores de velocidade resultantes da aplicação da técnica de fluxo óptico para o teste de rotação seletivo para o músculo OE.

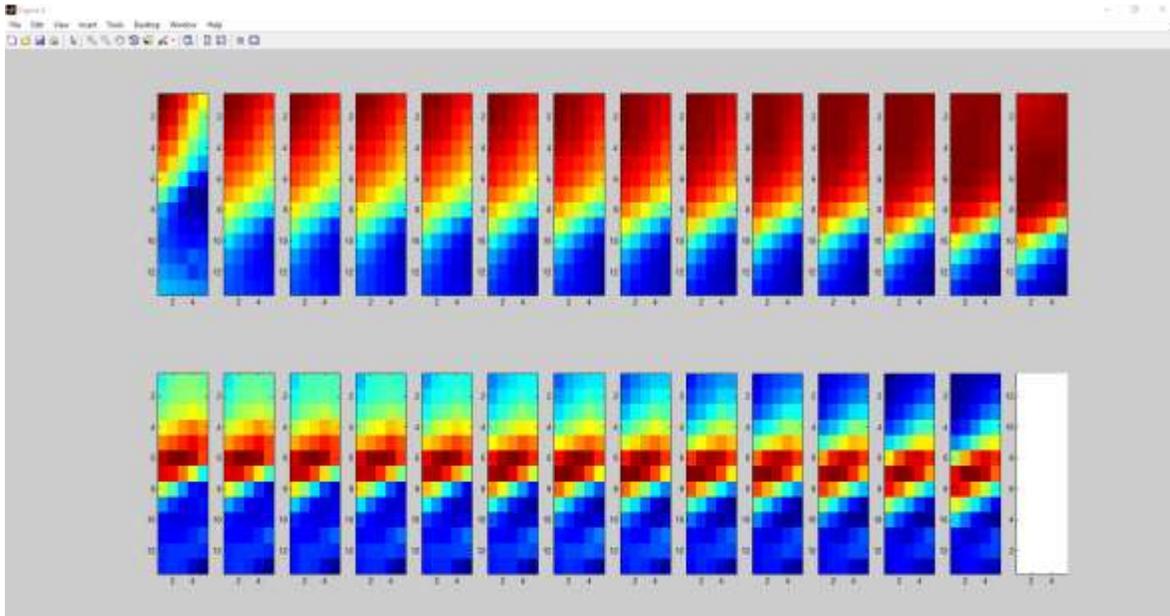


Figura 16: Mapa de cores referente a propagação de uma UM no músculo OE.

A magnitude, M do gradiente foi dada por:

$$M = \sqrt{M_x^2 + M_y^2} ;$$

e a direção, θ , por:

se $M_x < 0$,

$$\theta = \left(\text{atan} \left(\frac{M_y}{M_x} \right) + \pi \right) * 180/\pi \quad (\text{Eq.2})$$

se $M_x > 0$,

$$\theta = \text{atan} \left(\frac{M_y}{M_x} \right) * 180/\pi \quad (\text{Eq.3})$$

O filtro Sobel, em termos técnicos, permitiu calcular diferenças finitas entre os pixels vizinhos, dando uma aproximação do gradiente da intensidade dos *pixels* da imagem.

Em cada ponto da imagem, o resultado da aplicação do filtro Sobel devolveu o gradiente deste vetor.

A aplicação do filtro Sobel permitiu calcular o gradiente da intensidade da imagem em cada ponto, dando a direção da maior variação de claro para escuro e a quantidade de variação nessa direção. Assim, obteve-se uma noção de como varia a luminosidade em cada ponto da imagem, de forma mais suave ou abrupta. Para variações mais suaves foi possível obter setas de menor magnitude, e para variações mais abruptas, setas maiores, como pode-se observar nos vetores das figuras 13 e 15.

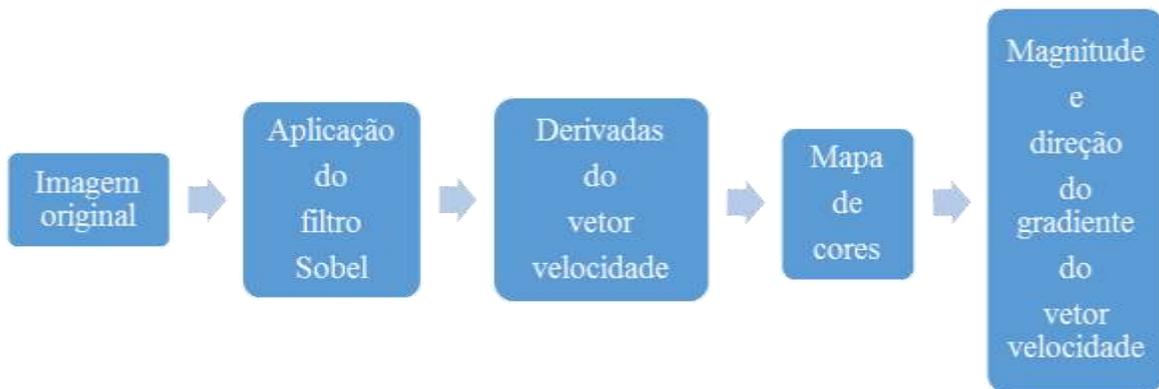


Figura 17: Fluxograma da obtenção dos vetores de velocidade para um sinal de EMG a partir da imagem original.

5. Resultados

Do total de 12 sinais de HD_EMG (3 indivíduos, 4 rotações), somente sete sinais de HD-EMG foram selecionados, três sinais referentes à rotação para a direita (músculo OI) e três sinais dos testes de rotação para a esquerda (músculo OE), após a inspeção visual.

Após a decomposição, somente quatro sinais de HD-EMG foram selecionados por apresentarem potenciais propagantes compatíveis com o potencial de ação fisiológico, três sinais do músculo OI e um sinal do músculo OE. Uma vez definido o intervalo para análise, o sinal decomposto foi processado na rotina de Fluxo Óptico, que gerou os vetores de velocidade referentes ao deslocamento do potencial propagante e um mapa de cores desta variável. A angulação dos vetores velocidades para cada teste realizado está na tabela 1.

Tabela 1: Ângulo do vetor velocidade médio dos testes de rotação para direita (músculo OI) e esquerda (músculo OE).

| Voluntário (U.M.) | Rotação direita | | | | Rotação esquerda | | | |
|----------------------|-----------------|--------|---|---|------------------|--------|--------|--------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| Voluntário 1 | 51,78° | 59°,73 | * | * | * | * | * | * |
| Voluntário 2 | 52,53° | * | * | * | 252,91 | 260,94 | 197,32 | 198,04 |
| Voluntário 3 | 47,72° | * | * | * | * | * | * | * |

Nas figuras 13 a 16 é possível observar, para cada sinal considerado, o template da UM correspondente, o intervalo considerado com respectivo limiar adotado e os vetores de velocidade decorrentes do algoritmo OF.

6. Discussão

Este trabalho propôs uma metodologia para identificação de potenciais propagantes no músculo profundo oblíquo interno, através da eletromiografia de superfície de alta densidade. Os resultados mostraram que o algoritmo baseado no conceito de *optical flow*, aplicado a um intervalo de sinal previamente selecionado, compatível com a propagação de uma UM, foi capaz de identificar potenciais de ação propagantes no músculo oblíquo interno, como também em um exemplo no músculo oblíquo externo e estimar a orientação das fibras destes músculos, baseada na inclinação do vetor velocidade médio resultante do algoritmo.

A atividade elétrica dos músculos OI e OE foi estudada por diversos autores (FLOYD e SILVER, 1950, MCGILL *et al.*, 1996, ITO *et al.*, 2016, YOON *et al.*, 2014) com eletrodos de superfície na configuração bipolar ou agulha, o que implica em uma pequena área representativa da atividade elétrica do músculo e na impossibilidade de detecção de propagação de uma UM.

ITO *et al.* (2016) analisaram a atividade do músculo reto abdominal, OI e OE em adultos saudáveis sob resistência expiratória utilizando EMG de superfície. Participaram da pesquisa 42 indivíduos adultos saudáveis em 3 grupos: 30%, 20% e 10% da pressão intra-oral máxima expiratória (PE_{máx}). Após a medição de 100% de PE_{max} e da atividade muscular durante 100% de PE_{max}, foi medida a atividade ea contração voluntária máxima de cada músculo durante a condição experimental atribuída. A 100% da PE_{max}, o OE ($p < 0,01$) e o OI ($p < 0,01$) apresentaram atividade significativamente elevada em relação ao músculo reto do abdome. Além disso, em 20% e 30% de PE_{max}, o OE ($p < 0,05$ e $< 0,01$, respectivamente) e o OI ($p < 0,05$ e $< 0,01$, respectivamente) apresentaram atividade significativamente elevada em relação ao músculo reto do abdome. A 10% de PE_{max}, não

foram observadas diferenças significativas na actividade muscular. Embora não tenha havido diferença significativa entre 10% e 20% de PEmax, a atividade durante 30% de PEmax foi significativamente maior do que em 20% de PEmax (OE: $p < 0,05$; OI: $p < 0,01$). Os músculos abdominais oblíquos são os mais ativos durante a expiração forçada.

Exercícios unilaterais para fortalecer membros inferiores são frequentemente prescritos. BOLGLA *et al.* (2016) quantificaram a ativação de músculos do tronco, quadril e da coxa durante este tipo de exercícios. A EMG foi coletada para o OI e OE, extensores lombares, glúteo máximo, glúteo médio e vasto medial. Como resultado, BOLGLA *et al.* (2016) obtiveram que atividade eletromiográfica para o OI, OE, extensores lombares e glúteo máximo foi baixa (5,7-18,9% da contração voluntária máxima) durante todos os exercícios, enquanto que a atividade do GM foi moderada (21,4-26,5% da contração voluntária máxima) e a do vasto medial foi elevada (40,0-45,2% MVIC). BOLGLA *et al.* (2016) concluíram que os exercícios unilaterais forneceriam pouco ou nenhum benefício para indivíduos com fraqueza OI, OE, extensores lombares e glúteo máximo, seriam indicados principalmente para a reeducação neuromuscular do glúteo máximo e para a resistência e fortalecimento do vasto medial.

KANG *et al.* (2016) investigaram o efeito da adução e abdução isométrica do quadril na atividade muscular do OI e OE durante exercícios de prancha (exercício em que o indivíduo assume a posição de decúbito dorsal, com o corpo apoiado somente na região do ante-braço e ponta dos pés). Os indivíduos realizaram os seguintes exercícios: prancha tradicional, prancha com adução isométrica do quadril e prancha com abdução isométrica de quadril usando uma faixa elástica. Os resultados encontrados por KANG *et al.* (2016) foram que atividades eletromiográficas do OI e OE foram significativamente maiores

durante os exercícios de prancha com adução e abdução isométrica do quadril do que durante o exercício tradicional da prancha, e que não existe diferença na atividade eletromiográfica entre os exercícios prancha com adução e abdução isométrica do quadril, concluindo que movimentos isométricos do quadril carregados podem ser uma estratégia para aumentar a atividade muscular do OI e OE durante exercícios da prancha.

Diferenças significativas na atividade elétrica captada por eletrodos sobre o OE entre as rotações isométricas para os lados direito e esquerdo foram descritas (NG *et al.* 2001), com os voluntários na posição em pé, em diferentes níveis de força (100%, 70%, 50%, 30% da contração voluntária máxima). Nesse estudo, foi verificada alta atividade elétrica no par de eletrodos posicionado no lado oposto à rotação, corroborando com a definição cinesiológica de maior atividade do OE na rotação contralateral do tronco. Os autores sugerem que a atividade captada nos eletrodos ipsilaterais à rotação seja representativa da ação do OI.

BOCCIA e RAINOLDI (2014) sugeriram um local para a detecção da atividade elétrica dos músculos OI e OE com a utilização de um par de eletrodos, estes locais são respectivamente, 2 cm abaixo do ponto mais proeminente da espinha ílica ântero superior, medial e superior ao ligamento inguinal inclinado inferomedialmente 6° para a horizontal e da linha que se estende do ponto mais inferior da margem costal até o tubérculo púbico. Essa metodologia proposta por BOCCIA e RAINOLDI (2014) pode gerar um resultado errado, pois o eletrodo pode ser posicionado sobre o músculo não desejado, podendo ser uma alternativa, a visualização dos músculos OI e OE através da ultrassonografia e posteriormente posicionamento dos eletrodos bipolares sobre a superfície da pele.

A eletromiografia de alta densidade, *HD-EMG* foi utilizada para estudar o comportamento de unidades motoras de músculos, como: vasto lateral e medial (MARTINEZ *et al.*, 2016); trapézio e gastrocnêmio (ITIKI *et al.*, 2014); deltóide, bíceps, flexores do punho, flexores dos dedos (MILLER *et al.*, 2014). Todavia, esta técnica ainda é pouco explorada para a estimativa da orientação das fibras musculares.

GALLINA e VIEIRA (2015) estimaram a orientação das fibras proximais e distais do músculo vasto medial utilizando uma matriz de 128 eletrodos e um algoritmo validado em sinais simulados e encontraram valores de inclinação de 21,8° e 49,9°, respectivamente. O sentido das fibras foi estimado pelo mapeamento do deslocamento apenas da fase negativa do potencial de ação, uma vez que a fase positiva desses potenciais não mostrou propagação em todos os canais e a direção foi definida como o ângulo entre a direção de colunas na matriz de eletrodos (paralela ao eixo da coxa) e a reta de regressão calculada para a posição dos picos dos potenciais de ação identificados durante a propagação destes potenciais. Não foi possível aplicar esta abordagem no nosso problema uma vez que o menor tamanho da matriz de eletrodos (64 canais) não permitiu identificar a posição da zona de inervação e, conseqüentemente, a geração da potencial ação.

LAPATKI *et al.* (2006) estimaram, de forma diferente, a orientação das fibras de quatro músculos da face de voluntários que realizaram diferentes movimentos para ativar seletivamente cada um desses músculos. Eles determinaram o início do potencial de ação da unidade motora por meio de um limiar de amplitude pré-definido de 40% da amplitude máxima e estabeleceram como critério para o fim da propagação do potencial de ação uma redução de 50% da amplitude do potencial de ação entre um eletrodo e outro. A orientação das fibras musculares foi caracterizada por dois vetores a partir da zona de inervação para as duas posições aonde houve o término da propagação do potencial.

No presente estudo não foi possível detectar a zona de inervação para estimar a orientação das fibras dos músculos OI e OE e aplicar uma das duas metodologias expostas acima. Para identificação do trecho de propagação do potencial de ação foi adotado como critério para o início da propagação um limiar pré-definido de 20% da amplitude máxima do sinal (limiar a partir da onde era possível verificar parte da propagação do potencial de ação) e para o fim da propagação do potencial de ação os mesmos critérios estabelecidos por LAPATKI *et al.* (2006). Dessa forma, com a metodologia proposta, foi possível estimar a inclinação das fibras musculares, que variou entre 47,72° a 59,73° para o OI e 227,30° para o único sinal selecionado para o OE.

É possível encontrar na literatura estudos que investigaram a arquitetura muscular dos músculos abdominais, *in vitro* e *in vivo*. BROWN *et al.* (2011) mediram variáveis de arquitetura muscular dos músculos abdominais em 11 cadáveres jovens. A Tabela 2 apresenta esses valores:

Tabela 2: Parâmetros de arquitetura muscular dos músculos abdominais

| Músculo | M(g) | CF (cm) | ASTF(cm ²) | CS (µm) | NS | COF (µm) |
|---------|------------|------------|------------------------|-------------|----------------|------------|
| RA | 80,8±15,0 | 34,2 ±1,9 | 2,8±0,4 | 3,29±0,07 | 98,747±5,795 | 26,7±1,6 |
| TrA | 50,6±5,1 | 9,5±0,4 | 5,2±0,7 | 2,58±0,05 | 36,051±1,601 | 9,7±0,4 |
| OI | 74,4 ± 6,8 | 7,9 ± 0,5 | 9,5 ± 1,1 | 2,61 ± 0,06 | 28,715±1,619 | 7,8 ± 0,4 |
| OE | 104,6±11,8 | 17,0 ± 0,9 | 5,8 ± 0,7 | 3,18 ± 0,11 | 53,893 ± 3,604 | 14,6 ± 1,0 |

M= massa, CF= Comprimento do fascículo, ASTF= Área de secção transversa fisiológica, CS= Comprimento do sarcômero NS= Número de sarcômeros, COF= Comprimento ótimo do fascículo.

BROWN *et al.* (2011) mostraram que os músculos RA e OE apresentaram, respectivamente, comprimento do sarcômero significativamente maiores ($p < 0,0001$) ($3,29 \pm 0,07$ e $3,18 \pm 0,11$ µm), em relação ao OI e TrA ($2,61 \pm 0,06$ e $2,58 \pm 0,05$ µm). Contudo, BROWN *et al.* (2011) não realizaram medidas de EMG destes músculos.

Até o presente, não foi possível encontrar na literatura outras estimativas da orientação das fibras de músculos profundos através da técnica de *HD-EMG*.

ÖSTLUND *et al.* (2007) parece ser o primeiro pesquisador a utilizar a técnica do FO em sinais EMG, para localização da zona de inervação em eletromiogramas de alta-densidade do músculo bíceps braquial. Contudo, além do músculo analisado por ÖSTLUND *et al.* (2007) ser um músculo superficial, a matriz de eletrodos utilizada foi 13 x 10, sendo de tamanho superior a utilizada neste estudo, permitindo a localização da zona de inervação.

Mais recentemente, MESIN (2015) utilizou a técnica de FO com o objetivo de estimar, em tempo real, a geração, a extinção e a extinção de MUAPs de fibras musculares de comprimento finito. MESIN (2015) testou um algoritmo em simulações de HD-EMG de superfície em um modelo de volume condutor multicamadas plano assumindo para fibra muscular uma frequência de amostragem de 2kHz e velocidade de condução igual a 4m / s. Foi considerada uma matriz de 28 x 13 eletrodos circulares (raio 2 mm), com 5 mm de distância inter-eletrodo. Como resultado do teste do algoritmo pode-se concluir que utilizando-se uma matriz de eletrodos com distância inter-eletrodo superior a 5 mm, os ângulos maiores são subestimados e a velocidade de condução é alterada aumentando com o ângulo. Observou-se também que, o volume de detecção de um canal é bastante pequeno (1cm) quando utiliza-se uma distância inter-eletrodo de cerca de 1 cm e os sinais de diferentes canais têm uma correlação baixa caso a matriz de eletrodos estiver desalinhada com as fibras. Quando a frequência de amostragem foi reduzida para 1 kHz, o ângulo de desalinhamento e a velocidade de condução foram subestimados cerca de 10%, contudo, as posições da zona de inervação e do tendão foram tão boas como na simulação realizada com taxa de amostragem de 2 kHz.

No entanto, a metodologia proposta por MESIN (2015) não é possível de ser aplicada no presente estudo, uma vez que o tamanho da matriz utilizada na aquisição dos sinais de eletromiografia dos músculos OI e OE não garante que a zona de inervação esteja abaixo da área do músculo coberta pela matriz.

A abordagem de Fluxo Óptico, proposta por MESIN (2015) foi aplicada aos sinais deste estudo, permitindo descrever os deslocamentos ocorridos entre dois quadros consecutivos de uma sequência de imagens referentes à propagação do potencial de ação nos músculos OI e OE. Para melhor caracterizar este deslocamento, no presente estudo foi aplicado a este sinal um filtro Sobel, que não foi utilizado no estudo de MESIN (2015), para calcular as diferenças finitas entre um pixel e outro da imagem, dando uma aproximação do gradiente da intensidade dos pixels da imagem. A aplicação do filtro Sobel, permitiu calcular o gradiente da intensidade da imagem em cada ponto, dando a direção da maior variação de claro para escuro e a quantidade de variação nessa direção. Assim, foi possível obter uma noção de como varia a intensidade do brilho em cada ponto, de forma mais suave ou abrupta. Com isto conseguiu-se estimar a presença de uma transição claro-escuro e qual a orientação desta transição. Como as variações claro-escuro intensas correspondem a fronteiras bem definidas, conseguiu-se fazer a detecção de contornos.

A aplicação do filtro Sobel mostrou-se eficiente para estimar o gradiente da intensidade da imagem em cada ponto, contudo como no processo de filtragem os pontos pertencentes à borda da imagem foram calculados de modo diferente dos demais, já que estes não possuem todos os pixels vizinhos, este filtro gera um problema na imagem. O problema é que a detecção de bordas é obtida pela limiarização do gradiente de concentração e diferentes

limiares resultam em diferentes mapas de bordas, então se um limiar é muito baixo, muitos pontos são marcados como pontos de borda, resultando em bordas muito espessas ou pontos de bordas isolados, e se o limiar for muito alto, os vetores aparecerão finos e quebrados (sem continuidade da borda).

Limitações

Análise de apenas 3 indivíduos, perda de sinais e método aplicado em apenas 7 sinais. Mas foi suficiente para mostrar potencial do método, uma vez que foram identificados potenciais propagantes em direções condizentes com as orientações das fibras dos dois músculos. Deve ser aplicado a um maior número de indivíduos para identificar padrões de ativação em diferentes tarefas motoras.

7 . Perspectivas futuras para aperfeiçoamento da metodologia

A seguir estão relacionados pontos importantes a serem incorporados na metodologia proposta:

1) Aquisição dos sinais

- Medir a espessura do tecido adiposo, através da aquisição de imagens dos músculos OI e OE.
- Controlar a intensidade e amplitude do movimento, respectivamente, através da dinamometria e goniometria.
- Utilizar uma matriz de dimensão maior, como uma matriz quadrada.

- Utilizar uma matriz mais maleável, de modo que se adeque melhor a pele durante a realização do movimento.

2) Processamento dos sinais

- Escolha dos *frames* (capítulo 4.5 deste estudo) na identificação do intervalo que contém a propagação do MUAP de maneira automática, e não manualmente, como foi realizada no presente estudo.

3) Algoritmo de optical flow

- Minimizar o efeito das bordas, pois como a detecção das mesmas é obtida pela limiarização da magnitude do gradiente, resulta que diferentes valores de limiar resultam em diferentes mapas de bordas, ou seja, se o limiar é muito baixo, muitos pontos são marcados como pontos de borda, resultando em bordas grossas ou muitos pontos de bordas isolados, e se o limiar é alto, os segmentos aparecerão finos e quebrados (sem continuidade da borda).

8. Conclusão

O presente trabalho propôs uma metodologia de detecção da propagação do potencial de ação do músculo oblíquo interno, profundo ao oblíquo externo, através da eletromiografia de superfície de alta densidade (HD-EMG).

O método de análise baseado no conceito de *optical flow* foi capaz de identificar potenciais propagantes na direção correspondente à arquitetura do músculo OI. Adicionalmente, foram estimadas as inclinações de fibra de ambos os músculos.

Estudos futuros envolvendo diferentes populações e tarefas motoras são necessários para avaliar o potencial dessa metodologia para aplicação nas áreas de condicionamento físico e reabilitação da musculatura do abdômen.

Referências bibliográficas

AMIRIDIS, I. G. “Modulation of motor unit activity in biceps brachii by neuromuscular electrical stimulation applied to the contralateral arm”, **Journal of Applied Physiology** v. 118, n. 12, p. 1544-1552, Abr. 2015.

ARYA, R. “Schwartz Jampel syndrome in children”, **Journal of Clinical Neuroscience** v. 20, n. 2, p. 313-317, Fev. 2013.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. Muscles alive. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**, v. 278, p. 126, 1985.

BOCCIA, G.; RAINOLDI, A. Innervation zones location and optimal electrodes position of obliquus internus and obliquus externus abdominis muscles. *Journal of Electromyography Kinesiology*, v.24, n.1, p.25-30. 2014.

BOLGLA, Lori A. et al. Relative electromyographic activity in trunk, hip, and knee muscles during unilateral weight bearing exercises: implications for rehabilitation. **Physiotherapy theory and practice**, v. 32, n. 2, p. 130-138, 2016.

BROWN, Stephen HM et al. Architectural analysis of human abdominal wall muscles: implications for mechanical function. **Spine**, v. 36, n. 5, p. 355, 2011.

CHRISTODOULOU, Christodoulos I.; PATTICHIS, Constantinos S. Unsupervised pattern recognition for the classification of EMG signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 46, n. 2, p. 169-178, 1999.

DE LUCA, C. J. “Decomposition of surface EMG signals”, **Journal of neurophysiology** v. 96, n. 3, p. 1646-1657, Set. 2006.

DROST, G. “Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review”, **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 16, n. 6, p. 586-602, Dez. 2006.

DRYSDALE, C. L., EARL, J. E.; HERTEL, J. Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises, **Journal of athletic training** v. 39, n. 1, p. 32, 2004.

FARIA, Alexandre Wagner Chagas. Fluxo Óptico. **Universidade Federal de Minas Gerais, ICEX-DCC-Visão Computacional**, 1992.

FERREIRA, Paulo H.; FERREIRA, Manuela L.; HODGES, Paul W. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. **Spine**, v. 29, n. 22, p. 2560-2566, 2004.

FLOYD, W. F. “Electromyographic study of patterns of activity of the anterior abdominal wall muscles in man”, **Journal of Anatomy** v. 84, n. 2, p. 132-145, Abr. 1950.

GALLINA, A. “Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle?”, **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 21, n. 6, p. 929-938, Dez. 2011.

GALLINA, A.; VIEIRA, T.M.M. How Large is the Territory of Vastus Medialis Motor Units? A High Density Surface EMG Investigation. *XXIV Congresso Internacional de Biomecânica*. 2013

GALLINA, Alessio; VIEIRA, Taian. Territory and fiber orientation of vastus medialis motor units: a surface electromyography investigation. **Muscle & nerve**, v. 52, n. 6, p. 1057-1065, 2015.

GARCIA, M.A.C.; VIEIRA, T.M.M. Surface electromyography: why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 4:17–28, 2011.

HASHIMOTO, T. “Assessment of Effective Ankle Joint Positioning in Strength Training for Intrinsic Foot Flexor Muscles: A Comparison of Intrinsic Foot Flexor Muscle Activity in a Position Intermediate to Plantar and Dorsiflexion with that in Maximum Plantar Flexion Using Needle Electromyography”, **Journal of physical therapy science** v. 26, n. 3, p. 451, Mar. 2014.

HE, L. “Degree-wise control of an humanoid manipulator based on biceps brachii muscle activity”. In: **2016 IEEE EMBS International Student Conference (ISC)**, pp. 1-4, Canadá, 2016.

HERDA, T. J. “Examination of motor unit control properties of the vastus lateralis in an individual that had acute paralytic poliomyelitis”, **Journal of Clinical Neurophysiology** v. 31, n. 4, p. 11-15, Ago. 2014.

HERMENS, H. J. “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures”, **Journal of electromyography and Kinesiology** v. 10, n. 5, p. 361-374, Out. 2000.

HOLOBAR, Aleš et al. Experimental analysis of accuracy in the identification of motor unit spike trains from high-density surface EMG. **Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on**, v. 18, n. 3, p. 221-229, 2010.

HOLOBAR, Aleš; ZAZULA, Damjan. Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 42, n. 4, p. 487-495, 2004.

HORN, B. K. “Determining optical flow”, **Artificial intelligence** v. 17, n. 1-3, p. 185-203, Ago. 1981.

HORN, Berthold KP; HARRIS, John G. Rigid body motion from range image sequences. **CVGIP: image understanding**, v. 53, n. 1, p. 1-13, 1991.

ITIKI, C.; FURUIE, S.S.; MERLETTI, R. Compression of high-density EMG signals for trapezius and gastrocnemius muscles. *Biomedical Engineering Online*. 13:25, 2014.

ISHIDA, Hiroshi et al. Comparison between the effectiveness of expiration and abdominal bracing maneuvers in maintaining spinal stability following sudden trunk loading. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 26, p. 125-129, 2016.

ITO, K. “Surface electromyography activity of the rectus abdominis, internal oblique, and external oblique muscles during forced expiration in healthy adults”, **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 28, p. 76-81, Jun. 2016.

JASSI, F.J. Análise do comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores primários e a relação com a capacidade física funcional de indivíduos assintomáticos [dissertação]. Presidente Prudente: Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita; 2010.

KALLENBERG, L.A.C. “Motor unit properties of biceps brachii in chronic stroke patients assessed with high-density surface EMG”, **Muscle & nerve** v. 39, n. 2, p. 177-185, Fev. 2009.

KANG, Min-Hyeok et al. Effects of isometric hip movements on electromyographic activities of the trunk muscles during plank exercises. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 8, p. 2373-2375, 2016.

KILBY, Jeff; PRASAD, Krishnamachar; MAWSTON, Grant. Multi-channel Surface Electromyography Electrodes: A Review. 2016.

LAPATKI, B. G.; B. G., OOSTENVELD, R., VAN DIJK, J. P., JONAS, I. E., ZWARTS, M. J., & STEGEMAN, D. F. “Topographical characteristics of motor units of the lower facial musculature revealed by means of high-density surface EMG”, **Journal of neurophysiology** v. 95, n. 1, p. 342-354, Jan. 2006.

Lucas, B. and Kanade, T. 1981. An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In *Proceedings of the International Joint Conference on Artificial Intelligence*, pp. 674– 679.

MARTINEZ-VALDES, E. “High-density surface electromyography provides reliable estimates of motor unit behavior”, **Clinical Neurophysiology** v. 127, n. 6, p. 2534-2541, Jun. 2016.

MATTIOLI, Leite Nelson; FLÁVIO, Faloppa. Propedêutica Ortopédica e Traumatologia. **Porto Alegre: Artmed**, 2013.

MCGILL, S. “Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine”, **Journal of biomechanics** v. 29, n. 11, p. 1503-1507, Nov. 1996.

MERLETTI, R; HOLOBAR. A.; FARINA, D . “Analysis of motor units with high-density surface electromyography”, **Journal of electromyography and kinesiology** v. 18, n. 6, p. 879-890, Dez. 2008.

MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, v. 29, n. 1, p. 20-25, 2001.

MESIN, L. “Real time estimation of generation, extinction and flow of muscle fibre action potentials in high density surface EMG”, **Computers in biology and medicine** v. 57, p. 8-19, Fev. 2015.

MILLER, L. C. “High-density surface EMG decomposition allows for recording of motor unit discharge from proximal and distal flexion synergy muscles simultaneously in individuals with stroke”. In: **2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, pp. 5340-5344, Chicago, Ago. 2014.

MIRKA, G. “Selective activation of the external oblique musculature during axial torque production”, **Clinical Biomechanics** v. 12, n. 3, p. 172-180, Abr. 1997.

NETTER, F. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre, Editora Artmed, 2000.

NG, J. “Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk”, **Journal of Orthopaedic Research** v. 19, n. 3, p. 463, Mai. 2001.

NORRIS, C. M. “Abdominal muscle training in sport”, **British journal of sports medicine** v. 27, n. 1, p. 19-27, Mar. 1993.

ÖSTLUND, N. “Location of innervation zone determined with multichannel surface electromyography using an optical flow technique”, 2007.

REAZ, M. B. I. “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”, **Biological procedures online** v. 8, n. 1, p. 11-35, Mar. 2006.

RODRIGUEZ-FALCES, J. “Spatial distribution of surface action potentials generated by individual motor units in the human biceps brachii muscle”, **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 23, n. 4, p. 766-777, 2013.

STASHUK, D. W. “Decomposition and quantitative analysis of clinical electromyographic signals”, **Medical engineering & physics** v. 21, n. 6, p. 389-404, Jul. 1999.

STASHUK, D. “EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used?”, **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 11, n. 3, p. 151-173, Jun. 2001.

STAUDENMANN, D. et al. Independent component analysis of high-density electromyography in muscle force estimation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 54, n. 4, p. 751-754, 2007.

VILJOEN, S. Analysis of crosstalk signals in a cylindrical layered volume conductor—Influence of the anatomy, detection system and physical properties of the tissues. 2007.

VITTI, M.; BASMAJIAN, J.V. Integrated actions of masticatory muscles: simultaneous EMG from eight intramuscular electrodes. *The Anatomical Record*, v. 187, n. 2, p. 173-189, 1977.

WATANABE, K. “Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction”, **Journal of Electromyography Kinesiology** v.19,n.4,p. 280-289, Ago. 2009.

YOON, T. L. “Slow expiration reduces sternocleidomastoid activity and increases transversus abdominis and internal oblique muscle activity during abdominal curl-up”, **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 24, n. 2, p. 228-232, Abr. 2014.

ZWARTS, Machiel J.; STEGEMAN, Dick F. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. **Muscle & nerve**, v. 28, n. 1, p. 1-17, 2003.