



INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS DA ELETROMIOGRAFIA
DE SUPERFÍCIE NA ESTIMATIVA DO TEMPO INICIAL DE ATIVAÇÃO ENTRE
O VASTO MEDIAL E LATERAL

Leonardo Mendes Leal de Souza

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof^a. Liliam Fernandes de Oliveira
Prof. Taian Martins Vieira

Rio de Janeiro
Agosto de 2021

INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS DA ELETROMIOGRAFIA
DE SUPERFÍCIE NA ESTIMATIVA DO TEMPO INICIAL DE ATIVAÇÃO ENTRE
O VASTO MEDIAL E LATERAL

Leonardo Mendes Leal de Souza

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

Orientador: Prof^ª. Liliam Fernandes de Oliveira

Prof. Taian Martins Vieira

Aprovada por: Prof^ª. Liliam Fernandes de Oliveira

Prof. Luciano Luporini Menegaldo

Prof. Fábio Vieira dos Anjos

Prof. Marco Antônio Cavalcanti Garcia

Prof. Thiago Lemos de Carvalho

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2021

de Souza, Leonardo Mendes Leal

Influência da localização dos eletrodos da eletromiografia de superfície na estimativa do tempo inicial de ativação entre o vasto medial e lateral / Leonardo Mendes Leal de Souza. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021.

XI, 69 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2021.

Referências Bibliográficas: p. 37-45.

1. Tempo inicial de ativação. 2. Eletromiografia de alta densidade. 3. Localização da zona de inervação 4. Vasto medial e vasto lateral. I. Oliveira, Liliam Fernandes de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título

Dedicatória

Dedico este projeto aos meus pais, Paulo César Nogueira de Souza e Regina Helena Mendes Leal de Souza, e ao meu irmão Rodrigo Mendes Leal de Souza, que sempre me incentivaram em todas as decisões que tomei na minha vida. À Ana Paula Nunes Carneiro que durante todo o meu caminho acadêmico sempre me deu o suporte necessário e me incentivou à seguir em frente. E a Mateus Carneiro Leal, a quem dedico não somente este trabalho, mas também a minha vida; filho, papai te ama!

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais por sempre terem me criado com todo o amor do mundo e se esforçado ao máximo para me educar, o que foi e continuará sendo fundamental para eu alcançar todos os meus objetivos. Ao meu irmão, que através de todo o seu empenho e dedicação nos estudos - o que pude acompanhar desde a infância - me fez ver que é possível alcançar os objetivos.

À Ana Paula Nunes Carneiro, minha companheira, esposa e mãe do Mateus, por ter sempre me incentivado nas escolhas que fiz, e por sempre ter acreditado em mim, em todos os momentos. Você me acalma nas horas que preciso e sempre está disposta a me ajudar. A minha felicidade é estar ao seu lado.

À professora e orientadora Liliam de Oliveira, que ainda no início da faculdade foi a primeira a me dar oportunidade para que eu pudesse caminhar e crescer na vida acadêmica, e que nunca mediu esforços para isso. A sua dedicação e trajetória acadêmica sempre me inspiraram e me fizeram ter certeza de que estava no caminho certo.

Ao professor e orientador Taian Martins Vieira, por sempre ter acreditado e confiado em mim, além de ser sempre muito solícito a esclarecer qualquer questão que eu viesse a ter. O seu profissionalismo, inteligência, educação e humildade é uma referência não só para mim, mas acredito que para todas as pessoas que o conhecem.

Ao amigo, irmão e padrinho Hélio da Veiga Cabral, por ser essa pessoa tão companheira em todas as situações. Por ter estado comigo em todos os momentos da minha vida acadêmica, desde a iniciação científica e até o final do doutorado. Obrigado por fazer parte da minha família.

A todos os companheiros de laboratório, pela convivência e amizade. Vocês também fazem parte dessa história.

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

INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE NA ESTIMATIVA DO TEMPO INICIAL DE ATIVAÇÃO ENTRE O VASTO MEDIAL E LATERAL

Leonardo Mendes Leal de Souza

Agosto/2021

Orientador: Prof^ª. Liliam Fernandes de Oliveira

Prof. Taian Martins Vieira

Programa: Engenharia Biomédica

Diferenças no tempo inicial de ativação entre o músculo vasto medial e lateral podem estar associados a fatores que estão relacionados à distúrbios na articulação do joelho, como a dor anterior de joelho. Todavia, os achados com relação a essas diferenças são controversos na literatura. Deste modo, este projeto investigou o efeito do posicionamento dos eletrodos relativo a distância da zona de inervação na estimativa do tempo inicial de ativação entre o vasto medial e lateral. Para isso, foi utilizado a eletromiografia multicanal para: i) detectar a zona de inervação dos músculos investigados. ii) estimar o tempo inicial de ativação no local de origem do potencial de ação no músculo. iii) verificar o erro dessa estimativa entre músculos quando considerados eletrodos posicionados em diferentes distâncias da zona de inervação. Dez voluntários saudáveis participaram do estudo. Os eletromiogramas de superfície foram coletados a partir de contrações isométricas de extensão de joelho a 40% da contração voluntária máxima, realizados em um dinamômetro isocinético. Como resultado, foram encontrados valores de erros de até 20 ms na estimativa do tempo inicial de ativação entre vasto medial e lateral, que são explicadas apenas por variações no posicionamento dos eletrodos em relação a zona de inervação. Este estudo ressalta a importância de se considerar não somente a localização da zona de inervação, mas também a sua distância

relativa aos eletrodos em estudos que busquem investigar o instante inicial de ativação entre o vasto medial e lateral.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

THE EFFECT OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHY ELECTRODES
POSITIONING ON THE ESTIMATIVE AMONG VASTUS MEDIALIS AND
LATERALIS ONSET TIME EXCITATION

Leonardo Mendes Leal de Souza

August/2021

Advisor: Prof. Liliam Fernandes de Oliveira
Prof. Taian Martins Vieira

Department: Biomedical Engineering

Differences between the timing of vastus medialis and lateralis excitation seems to lead to knee disorders, as the anterior knee pain. Nevertheless, such temporal imbalance of VM and VL excitation is controversial among studies. Therefore, in the present study we use an array of surface electrodes to assess the effect of detection site, relative to the muscle innervation zone, on the vastus medialis and lateralis excitation onset. Specifically, we aimed to: i) identify the innervation zone location. ii) estimate onset time differences among vastus medialis and lateralis from onset values obtained when action potentials are generated at the innervation zone. iii) provide reference values for systematic errors contaminating vastus medialis and lateralis onset estimations. Ten healthy males participate in this study. Electromyograms were acquired on the isokinetic dynamometer from submaximal isometric knee extension with intensity of 40% of their maximum torque. We found error values up to 20 ms on the estimative of timing onset among vastus medialis and lateralis that are related to the distance of surface electrodes positioning and the innervation zone location. Thus, investigations that aim to estimate the time onset difference among vastus medialis and lateralis should be aware of the systematic error related to the distance of surface electrodes positioning with respect to the innervation zone location.

Sumário

CAPÍTULO 1: VISÃO GERAL DA TESE	1
1.1 Introdução	1
1.2 Objetivos	6
1.2.1 Objetivos gerais	6
1.2.2 Objetivos específicos	6
CAPÍTULO 2: REVISÃO DE LITERATURA	7
2.1 Anatomia e arquitetura dos vastos medial e lateral	7
2.2 Eletromiografia de superfície	8
2.2.1 Características gerais da técnica	9
2.2.2 Eletromiografia multicanal	9
2.2.3 Detecção do tempo inicial de ativação muscular	10
2.2.4 Tempo inicial de ativação entre vasto medial e lateral	11
CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS	14
3.1 Participantes	14
3.2 Protocolo experimental	14
3.3 Posicionamento dos eletrodos e aquisição dos dados	15
3.4 Estimativa do tempo inicial de ativação do vasto medial e lateral	18
3.5 Análise estatística	25
CAPÍTULO 4: RESULTADOS	26
CAPÍTULO 5: DISCUSSÃO	31
CAPÍTULO 6: CONCLUSÃO	36
REFERÊNCIAS	37

Capítulo 1: Visão geral da Tese

1.1 Introdução

O termo tempo inicial de ativação do músculo (*muscle onset time*), é designado para descrever o instante inicial da detecção de um potencial de ação nas fibras musculares (Dieterich et al., 2017). Esse fenômeno fisiológico é originado por alterações eletroquímicas nas células musculares que ocorrem de modo precedente à contração muscular (Vigotsky et al., 2018). São diversos os exemplos de estudos na literatura científica que analisam esse tempo inicial da contração muscular para extrair informações relevantes sobre o sistema de controle motor humano. Pesquisas sobre o mecanismo de ponto futuro (*feed forward*), por exemplo, utilizam-se do instante inicial de ativação, para verificar os ajustes posturais antecipatórios em resposta a um determinado movimento voluntário ou a um estímulo externo (Bouisset e Zattara, 1981; Falla et al., 2004). Em músculos agonistas, alguns autores demonstram a importância de se estudar essa variável para identificar a existência de disfunções musculares durante atividades, como o movimento de agachamento, a marcha ou o momento de aterrissagem do salto (Cavazzuti et al., 2010; Theisen et al., 2016; Vieira et al., 2017). Além disso, verificar as possíveis influências da dor, de patologias ou dos efeitos do envelhecimento, também é escopo de pesquisas nessa área (Falla et al., 2004; Latash et al., 1995; Stelmach et al., 1990).

Especificamente, em relação aos músculos extensores do joelho, como o vasto lateral (VL) e a região distal do vasto medial (VM), o tempo inicial de ativação tem sido amplamente estudado, pois estes músculos são funcionalmente importantes para a

estabilização dinâmica da patela (Lin et al., 2004; Pal et al., 2012). Evidências, tanto em estudos anatômicos quanto em estudos *in-vivo*, sugerem que essa função estabilizadora é dada principalmente pela orientação das fibras do VM, que se apresentam de forma mais oblíqua conforme se aproximam da patela (Lin et al., 2004; Gallina e Vieira, 2015; Smith et al., 2009). Essa peculiaridade em relação à anatomia do VM altera o seu vetor de força resultante, favorecendo, assim, um deslocamento mais medial da patela. Em relação à modulação desses músculos pelo sistema nervoso, um equilíbrio neuromotor entre VM distal e VL é sugerido como um importante fator para o trajeto da patela no sulco intercondilar do fêmur durante os movimentos de flexão e extensão do joelho (Grabiner et al., 1994). De fato, a literatura sugere que disfunções musculares, como um atraso no tempo inicial de ativação do VM em relação ao VL pode ser um dos fatores geradores de lesões no joelho relacionados a uma lateralização excessiva da patela (Cowan et al., 2001; Pal et al., 2011). Nesse sentido, identificar os instantes iniciais de ativação desses músculos podem auxiliar no melhor entendimento dos mecanismos estabilizadores da articulação patelofemoral. Contudo, revisões descritivas e sistemáticas sobre o tema levantam alguns aspectos a serem considerados sobre o possível assincronismo entre esses músculos (Chester et al., 2008; Hug et al., 2015; Wong, 2009). Por exemplo, é possível encontrar resultados divergentes na literatura com relação ao tempo de atraso considerado significativo entre os vastos. Bennell et al. (2010), e Neptune et al. (2000), consideraram atrasos de 5ms do VM distal em relação ao VL como parâmetro significativo em suas análises. Em contrapartida, Earl et al. (2005), identificaram valores médios de atraso do VM de 10ms como sendo valores normais de seu grupo controle, composto de pessoas saudáveis. Adicionalmente, em uma revisão sistemática, Chester e colaboradores (2008), apresentaram uma grande heterogeneidade entre os estudos com valores médios de atraso do VM distal e VL entre pacientes e grupo controle de até

100ms. Uma das prováveis causas dessa grande variabilidade entre os estudos deve-se a possível influência de alguns parâmetros não fisiológicos na estimativa do tempo inicial de ativação (Hug et al., 2015; Rainoldi et al., 2000; Theisen et al., 2016).

Uma das técnicas que é comumente utilizada para esse tipo de investigação é a eletromiografia, que permite a detecção dos potenciais de ação nas fibras musculares (Merletti et al., 2010). Esses sinais podem ser captados tanto sobre a superfície da pele quanto invasivamente, sendo a sua escolha dependente do objetivo do estudo e do tipo de eletrodo utilizado. No caso da identificação do tempo inicial de ativação, eletrodos de superfície são majoritariamente utilizados (Cavazutti et al., 2010; Dingenen et al., 2016; Park et al., 2015; Patil et al., 2011). No entanto, se por um lado a escolha do tipo de eletrodo é um fator comum a esses estudos, a variedade dos processamentos utilizados para determinar o tempo inicial de ativação, assim como diferentes tarefas investigadas, tornam difícil a comparação entre os estudos. Por exemplo, uma revisão conduzida por Wong (2009) apresentou ao menos 6 diferentes tipos de metodologias para a determinação do instante inicial de ativação. Já em relação ao tipo de tarefa investigada, há investigações durante a subida e descida de degraus, extensão do joelho, caminhada em aclone, agachamento, percussão no tendão patelar, além de comparação entre indivíduos com diferentes níveis de atividade física (Briani et al., 2016; Cavazutti et al., 2010; Santos et al., 2008; Witvrouw et al., 1996). Adicionalmente, até o momento, a literatura carece de estudos que consideram a distância relativa entre a zona de inervação (ZI) e os eletrodos de superfície e sua influência na estimativa do tempo inicial de ativação. Nesse sentido, levando em consideração que o potencial de ação se propaga pelas fibras a uma velocidade média de 3 a 7 m/s (Merletti et al., 2010, Methenitis et al., 2019), é de se esperar que variações no posicionamento dos eletrodos em relação à ZI influenciem diretamente a estimativa do tempo inicial de ativação. E isso ocorre pois o

potencial de ação demora um certo tempo até ser detectado pelos eletrodos de superfície, sendo essa estimativa dependente da distância entre o local de detecção pelos eletrodos e a ZI (local no músculo onde se origina o potencial de ação). Elucidando de modo prático, se um par de eletrodos estiver localizado no VL bem próximo a ZI e um outro par de eletrodos no VM distal estiver afastado da ZI, a relação temporal entre esses músculos estará sendo afetada por um fator estritamente metodológico, e não por um fator fisiológico. E, justamente, pelo fato de a literatura não apresentar um consenso a respeito ao tempo inicial de ativação entre os vastos, a consideração desses fatores metodológicos poderia contribuir para as interpretações em relação às estratégias do controle motor nessa articulação. Por exemplo, por suas importâncias funcionais em atividades do dia a dia, os movimentos de agachamento e subida e descida de degrau, são tarefas comumente estudadas nesse contexto (Bennell et al., 2010; Boling et al., 2006; Cavazutti et al., 2010). Especificamente, durante o agachamento, Cavazutti e colaboradores (2010), não encontraram diferenças significativas do tempo inicial de ativação entre os vastos, quando comparados um grupo de pacientes com síndrome da dor patelofemoral com um grupo controle. No entanto, interpretações dos eletromiogramas de superfície (EMGs) e do tempo inicial de ativação nessas tarefas devem ser feitas com cautela. Isso porque em tarefas dinâmicas, o fator posicionamento dos eletrodos e a sua distância em relação à ZI previamente apresentado, pode ter uma influência ainda maior sobre esses resultados, visto que, variações no ângulo articular do joelho podem resultar em um deslocamento da ZI de até 1cm (Rainoldi et al., 2000).

Para que haja uma estimativa do tempo inicial de ativação que leve em consideração a influência da ZI, é necessário a implementação de uma metodologia que permita identificar o local no músculo onde está se iniciando a propagação do potencial de ação. Nesse sentido, a técnica de eletromiografia multicanal (*High-Density surface*

electromyography; HD-EMG) tem sido amplamente utilizada para esse fim (Merletti et al., 2008; Rainoldi et al., 2000). A implementação de vetores ou matrizes de eletrodos permitem uma representação mais global da musculatura, e ainda, a possibilidade de identificar o local da zona de inervação e acompanhar a propagação dos potenciais de ação ao longo do músculo (Merletti et al., 2008; Rainoldi et al., 2000). Essas informações são importantes pois permitem uma análise do quanto essas estimativas do tempo inicial de ativação podem ser influenciadas dependendo do local em que se está adquirindo o sinal no músculo. Utilizando essa técnica (matriz com 64 canais), Hug e colaboradores (2011), apesar não terem investigado a ZI, demonstraram que variações espaciais na localização dos eletrodos podem produzir uma diferença de até 20ms na estimativa do tempo inicial de ativação do bíceps braquial.

Portanto, por meio da utilização da eletromiografia multicanal, o presente projeto tem como objetivo, investigar a influência do posicionamento dos eletrodos na estimativa do tempo inicial de ativação entre os músculos VM região distal e VL. Para isso, será utilizado um vetor de eletrodos para simular pares de eletrodos sendo colocados em diferentes posições ao longo da fibra. Especificamente, será calculado o atraso natural que o potencial de ação leva para se propagar pelos eletrodos de superfície, sendo assim possível caracterizar até quanto a relação temporal entre os vastos pode ser explicada apenas por variações no posicionamento dos eletrodos. Por fim, o presente estudo espera fornecer evidências que possam auxiliar nas investigações relativas às características temporais dos EMGs nos diagnósticos clínicos, assim como nas áreas de reabilitação e treinamento.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivos gerais

- Verificar a influência do posicionamento de eletrodos de superfície nas estimativas do tempo inicial de ativação dos músculos vasto medial e lateral.
- Investigar o quanto que diferenças no posicionamento dos eletrodos em relação às respectivas zonas de inervação do vasto medial e lateral, afetam a estimativa do tempo inicial de ativação entre eles.

1.2.2 Objetivos específicos

- Utilizar vetores de eletrodos (eletromiografia multicanal) para identificar as zonas de inervação dos músculos vasto medial (região distal) e vasto lateral.
- Implementar um algoritmo automático para a identificação do tempo inicial de ativação nos canais ao longo do vetor de eletrodos, separadamente para o vasto medial e lateral.
- Estimar o atraso natural do potencial de ação individualmente para o vasto medial e lateral em função da distância de cada par de eletrodos para a zona de inervação.
- Considerar o posicionamento de eletrodos sugerido pela literatura e comparar com os resultados obtidos a partir da metodologia implementada neste estudo.
- Estimar o tempo inicial de ativação entre vasto medial e lateral considerando o local de geração do potencial de ação nas fibras musculares.
- Verificar o quanto de diferença pode-se obter nos valores do tempo inicial de ativação entre esses músculos, comparando a estimativa feita no local de origem do potencial de ação com posições dos eletrodos mais extremas ao longo da fibra muscular.

Capítulo 2: Revisão de literatura

2.1 Anatomia e arquitetura dos vastos medial e lateral

Funcionalmente, considerar e interpretar os parâmetros de arquitetura dos músculos vasto lateral e vasto medial são importantes para o avanço no entendimento do mecanismo extensor do joelho. Particularmente, há um interesse por parte de profissionais da área de saúde, no que diz respeito a contribuição desses músculos para a estabilização dinâmica da patela. Isso porque estudos indicam que uma disfunção no padrão de ativação desses músculos (e.g. diferenças no tempo inicial de ativação) pode estar relacionada a mecanismos contribuintes para a ocorrência de certas patologias que envolvem a articulação do joelho, como a síndrome da dor patelofemoral (Barton et al., 2014; Cowan et al., 2001; Van Tiggelen et al., 2009).

Conceitualmente, a arquitetura muscular pode ser compreendida como o estudo dos parâmetros relacionados a geometria das fibras que compõem o tecido músculo-esquelético (Lieber e Fridén, 2000). De modo geral, os músculos extensores do joelho (quadríceps) apesar de, cinesiologicamente, atuarem em conjunto para a realização da extensão de joelho, apresentam algumas características distintas em relação à arquitetura muscular. Especificamente, mesmo sendo músculos penados, o vasto lateral e o vasto medial, apresentam diferenças quanto à orientação de suas fibras (Blazevich et al., 2006). Por consequência, há diferença também na orientação de seus respectivos vetores de força na força resultante do quadríceps durante a extensão do joelho. Isso deve-se ao fato de que ao contraírem, esses músculos impõem vetores de força em diferentes direções sobre

a patela (Lin et al., 2004), o que é um fator a ser considerado na trajetória da patela na face patelar do fêmur, durante os movimentos de flexão e extensão do joelho (McConnell, 2007). Isto, inclusive, foi demonstrado por Lin et al., 2004, que ao submeter, individualmente, os músculos VM e VL à eletroestimulação, identificaram uma contribuição distinta desses músculos no deslocamento da patela.

Além disso, outros parâmetros da arquitetura muscular podem ser discutidos em relação a esses músculos, como a área de secção transversal fisiológica. Por exemplo, o músculo VL apresenta a maior área de seção transversal fisiológica entre os músculos do quadríceps, característica essa que proporciona a este músculo uma maior capacidade de geração de força em comparação ao VM (Lieber e Fridén, 2001; McConnell, 2007; Ward et al., 2009). Por outro lado, o arranjo diferenciado das fibras musculares do VM favorece, anatomicamente, esse músculo a contrabalancear as forças produzidas pelo VL (Lefebvre et al., 2006), fato este que é possível devido às suas fibras mais distais estarem orientadas mais obliquamente em relação ao sentido do vetor de força do quadríceps (Lieb e Perry, 1968). Juntamente com essas questões estruturais expostas e suas implicações funcionais, entender o comportamento eletrofisiológico desses músculos pode auxiliar profissionais de saúde na interpretação dos mecanismos responsáveis para a estabilização dinâmica do joelho. E, especificamente, para a investigação dos padrões neurais da atividade do VM e VL, a técnica de eletromiografia traz consigo ferramentas necessárias para este fim, como será apresentado no subtópico a seguir.

2.2 Eletromiografia de superfície

2.2.1 Características gerais da técnica

A eletromiografia é uma técnica comumente utilizada em pesquisas que busca verificar o comportamento eletrofisiológico dos músculos momentaneamente ou ao longo de uma determinada tarefa (Garcia e Vieira, 2011). Por meio de eletrodos de superfície, posicionados sobre a pele, são captados os sinais provenientes do somatório de todos os potenciais de ação das unidades motoras do músculo solicitadas durante uma contração (Merletti et al., 2010). A aquisição dos EMGs é comumente realizada por meio de dois eletrodos em sequência, podendo ser feita no modo monopolar ou no diferencial. O modo monopolar é quantificado o que cada eletrodo individualmente está captando, já o modo diferencial é calculado a diferença de um canal com o outro adjacente. De modo geral, após a obtenção dos EMGs, esses sinais podem ser analisados tanto no domínio do tempo (descritores de amplitude) quanto no da frequência (descritores espectrais; Garcia e Vieira, 2011). Análises temporais, com o objetivo de quantificar e descrever a amplitude do sinal são calculadas por meio da raiz média quadrática do sinal (RMS, *root mean square*) ou pelo valor médio retificado (ARV, *average rectified value*). Por outro lado, análises feitas no domínio da frequência podem ser realizadas pela frequência média (MNF, *mean frequency*) ou mediana (MDF, *median frequency*) do sinal. A partir daí, algumas interpretações fisiológicas podem ser inferidas dos EMGs, como a identificação da fadiga muscular, do tempo inicial e final da ativação de um músculo, assim como o grau de solicitação muscular durante uma contração (Gazzoni et al., 2017; Vigotsky et al., 2018). Portanto, por meio dos sinais obtidos por essa técnica, é possível extrair informações valiosas sobre o sistema nervoso periférico em relação ao padrão de atividade elétrica dos músculos.

2.2.2 Eletromiografia multicanal

Mais recentemente, com a evolução das técnicas de detecção da atividade mioelétrica, foi possível a confecção de arranjo de eletrodos sistematicamente organizados em forma de vetores ou de matrizes (HD-EMG; Merletti et al., 2008). A HD-EMG tem o potencial de viabilizar a extração de informações adicionais às coletadas pelo modo convencional de eletrodos bipolares, como por exemplo estimar a velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras, identificar os locais da ZI e verificar a distribuição espacial da atividade muscular sobre a pele (Garcia e Vieira, 2011; Merletti et al., 2008). Especificamente, para a identificação da ZI e para que se seja possível acompanhar a propagação dos potenciais de ação ao longo músculo, uma condição metodológica necessária é que o vetor de eletrodos esteja alinhado com a orientação das fibras do músculo (Merletti et al., 2008; Rainoldi et al., 2000).

2.2.3 Detecção do tempo inicial de ativação muscular

Diversas metodologias são propostas pela literatura para a identificação do tempo inicial de ativação dos vastos, desde a identificação por análise visual do sinal ou até mesmo a utilização de métodos computacionais automáticos (Wong, 2009). Há com isso uma grande variedade de métodos de processamento dos EMGs utilizados para determinar o tempo inicial de ativação. Diferentes limiares são estipulados para a detecção do instante inicial de ativação. Dentre eles, pode-se citar valores de amplitude do envelope do sinal que excedem os valores médios do sinal de base (definidos por 1, 2, 3 ou 5 desvios padrões em relação à média do sinal de base; Dingenen et al., 2016; Wong, 2009). Outro método utilizado como limiar são valores de amplitude do envelope que ultrapassem 20% relativo ao valor de pico do envelope (Vieira et al., 2017). Além desses diferentes parâmetros para a determinação de um limiar de detecção do início de ativação, há valores muito variados utilizados para a obtenção do envelope dos EMGs.

Resumidamente, este procedimento é uma suavização do sinal, após a utilização de um filtro passa-baixas. No entanto, para o envelope dos EMGs, os estudos utilizam valores de frequência de corte entre 10Hz e 50Hz do filtro passa-baixas, ou seja, há uma variedade também nesse parâmetro (Cowan et al., 2001; Dingenen et al., 2016; Vieira et al., 2017).

A estimativa do tempo inicial de ativação é dependente ainda de outros fatores além das questões que envolvem o processamento do sinal, por exemplo, o posicionamento dos eletrodos deve ser feito de maneira cuidadosa e adequada. Uma vez que a ZI pode influenciar a amplitude dos EMGs, esse fator deve ser considerado, pois, é possível que ele afete também a estimativa do início de ativação do músculo.

2.2.4 Tempo inicial de ativação entre vasto medial e lateral

Diferenças no tempo inicial de excitação entre o vasto medial (VM) e vasto lateral (VL), é considerado um fator que modifica as cargas impostas na articulação patelofemoral (Neptune et al., 2000). O desequilíbrio temporal entre esses músculos parece estar associado a fatores que levam a síndromes que afetam essa articulação, como, por exemplo, a dor anterior de joelho (Cowan et al., 2001; Van Tiggelen et al., 2009; Voight et al., 1991). No entanto, a diferença mínima entre o tempo inicial de ativação entre o VM e VL, em se tratando de relevância clínica, é aparentemente controversa (Chester et al., 2008; Lankhorst et al., 2012). Por exemplo, uma pequena diferença de aproximadamente 5 ms na relação temporal entre VM e VL, pode caracterizar, tanto uma população de pacientes de dor anterior de joelho (Briani et al., 2016), quanto um grupo controle de pessoas assintomáticas (Karst e Williet, 1995; Santos et al., 2008). Diferenças muito maiores do tempo inicial de ativação entre VM e VL, entretanto, já foram demonstrados em ambos os grupos, de pessoas saudáveis (valores médios de -61.81 ± 68.7 ms até 27.9 ± 32.92 ms; valores negativos indicando que o VM ativou primeiro que

o VL), e de pacientes com dor anterior de joelho (-17.5 ± 22.89 ms até 50.56 ± 81.96 ms; Chester et al., 2008).

Resultados conflitantes encontrados nos estudos citados anteriormente, talvez possam ser explicados por aspectos metodológicos relacionados com a detecção dos EMGs. Em particular, um aspecto crucial é a posição dos eletrodos bipolares com relação a zona de inervação. Se a distância entre os eletrodos bipolares e a zona de inervação não foram igualmente comparáveis entre o VM e o VL, os potenciais de ação se propagando pelas fibras desses músculos com velocidade igual, serão detectados em instantes de tempo diferentes. Nesse caso, diferenças temporais nas variações das amplitudes dos EMGs entre esses músculos não seriam inteiramente atribuídas a diferenças no tempo inicial de ativação VM-VL. Essa questão se torna ainda mais crítica, pelas variações na posição da zona de inervação entre os sujeitos (Barbero et al., 2012) e pela grande variação dos valores de velocidade de condução dos potenciais de ação ($3 - 7$ m/s; Farina et al., 2000; Methenitis et al., 2019). Por exemplo, para um posicionamento fixo dos eletrodos de superfície sobre o VM, diferenças no tempo de ativação entre VM e VL seria escalado com distância entre o eletrodo bipolar no VL e o seu local da zona de inervação por um fator $1/VC$. Logo, quanto mais distante o par de eletrodos for posicionado com respeito a zona de inervação, maior seria o viés introduzido pela VC na diferença do tempo inicial de ativação entre VM e VL. Entretanto, até que ponto o posicionamento dos eletrodos afeta a diferença da estimativa do tempo inicial de ativação entre os músculos permanece uma questão em aberto na literatura.

Nesse estudo, nós utilizamos um vetor de eletrodos de superfície para acessar o efeito do local de detecção, relativo a zona de inervação, na estimativa do tempo inicial de ativação entre VM e VL. Com relação aos valores de diferença do tempo inicial de ativação VM-VL, quando computados no local de geração dos potenciais de ação na zona

de inervação, chamado de tempo inicial de ativação VM-VL verdadeiro, nós, especificamente, perguntamos qual o maior viés que a VC pode introduzir na estimativa do tempo inicial de ativação VM-VL. Adicionalmente, foi avaliado se a localização na pele normalmente considerada para o posicionamento dos eletrodos de superfície em cada músculo pode levar a estimativas do tempo inicial de ativação comparáveis com o tempo inicial de ativação VM-VL verdadeiro. Assim, nós esperamos fornecer valores de referência para erros sistemáticos que contaminam as estimativas do tempo inicial de ativação VM-VL, quando não for possível considerar o efeito das diferenças relativas da posição dos eletrodos e zona de inervação entre os músculos.

Capítulo 3: Materiais e métodos

3.1 Participantes

Dez homens saudáveis (média \pm desvio padrão: 25,7 \pm 3,8 anos; 175,4 \pm 6,6 cm; 73,2 \pm 7,9 kg), participaram voluntariamente desse estudo. Nenhum dos participantes apresentou qualquer tipo de lesão óssea, ligamentar, muscular ou articular que pudesse comprometer a participação nos testes, que somente começou após todos terem lido e preenchido o termo de consentimento livre e esclarecido. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ No. 3.525.289).

3.2 Protocolo experimental

Os voluntários foram posicionados no dinamômetro isocinético (Biodex System 4, Nova York, USA), com o centro dos joelhos alinhados coaxialmente ao eixo de rotação do dinamômetro. As articulações do quadril e joelho estavam, respectivamente, flexionadas a 80° e 90°, ambas verificadas por um goniômetro manual (0° correspondendo à condição de extensão completa de joelho e quadril). Foram realizadas duas contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) de extensão de joelho, com 5 segundos de duração cada, e com intervalo de 3 minutos entre elas. O maior valor de torque obtido das CVIM foi considerado para a realização da tarefa submáxima. Nesta tarefa, os participantes foram solicitados a produzir torque de extensão de joelho seguindo um perfil trapezoidal em um monitor posicionado a 1 metro à frente deles. Especificamente, este

feedback visual consistiu em um aumento de torque de 0 a 40% da CVIM em 5 segundos, manutenção desses 40% CVIM por 10 segundos, e o retorno a 0% em 5 segundos. Um período de familiarização foi dado a todos os voluntários, garantindo que eles pudessem acompanhar com sucesso o protocolo proposto antes do início da coleta dos dados.

3.3 Posicionamento dos eletrodos e aquisição dos dados

Dois vetores de dezesseis eletrodos (1x16, 10 mm distância inter-eletrodos; Spes Medica, Battipaglia, Itália) foram utilizados para coletar os EMGs. Previamente à colocação dos eletrodos, a superfície da pele foi limpa e os pelos removidos, e um eletrodo de referência foi posicionado na patela. Com o objetivo de garantir o alinhamento entre as fibras musculares e os eletrodos, os EMGs foram visualmente inspecionados com um vetor seco de 8 eletrodos (10 mm distância inter-eletrodos; LISiN-Politecnico di Torino, Turin, Itália). Para isso, foram realizadas marcações de linhas de referência no VL e na região distal do VM, como ilustrado na Figura 1. Inicialmente, uma linha foi traçada da borda superior da patela até a espinha ilíaca ântero superior definindo o eixo longitudinal do fêmur (linha 1 da Figura 1). Em seguida, a partir da borda superior da patela, foi traçada no músculo VM a linha 2 com uma angulação de 55° em relação à linha 1. Já no músculo VL, foi traçada a linha 3 com uma angulação de -15° em relação a mesma linha 1.

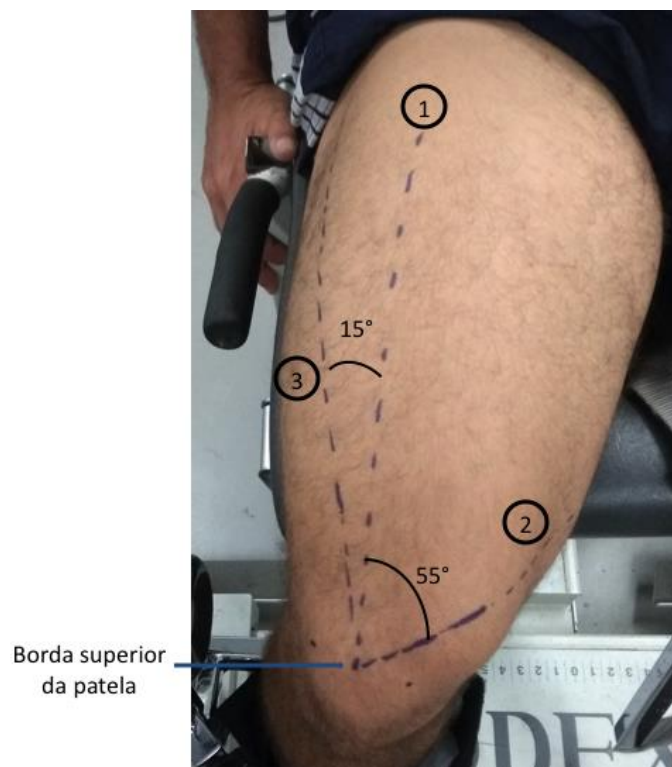


Figura 1. Marcação de linhas de referência para o posicionamento dos eletrodos. 1, eixo longitudinal do fêmur; 2, vasto medial distal; 3, vasto lateral.

As linhas de referência foram, então, consideradas para a posição inicial do vetor seco de eletrodos, com o primeiro eletrodo sendo posicionado o mais perto possível das junções miotendíneas de cada músculo identificadas por imagens de ultrassom (Figura 2; 10 MHz modo B, 40 mm transdutor linear, 70% de ganho e 7 cm de profundidade; Logiq-e; GE Healthcare, EUA).



Figura 2. Identificação das junções miotendíneas proximais e distais dos músculos VL e VM distal.

A orientação do vetor seco de eletrodos foi suavemente modificada até que a propagação de potenciais de ação de unidades motoras únicas pudesse ser claramente observada ao longo dos eletrodos (inspeção visual no modo diferencial dos EMGs em janelas de aproximadamente 100 ms; Cabral et al., 2018). Por fim, o vetor adesivo de eletrodos foi centralizado nessas localizações, cobrindo inteiramente as fibras (Figura 3). Uma pasta condutiva (TEN 20 Conductive Paste; Weaver, Aurora, Colorado) foi usada para garantir o contato elétrico entre eletrodo e superfície da pele.



Figura 3. Colocação do vetor adesivo de eletrodos nos músculos vasto lateral e vasto medial.

Os EMGs de superfície foram adquiridos no modo monopolar e amplificados por um fator variável de 2000 a 10000 (amplificador multicanal; filtro anti-aliasing de 10 a 900 Hz; CMRR > 100 dB; EMG-USB2, OTBioelettronica, Turim, Itália). O sinal de torque fornecido pelo dinamômetro e os EMGs foram digitalizados sincronicamente por um conversor A/D de 12 bits com frequência de amostragem de 2048 amostras por segundo. Após a aquisição dos dados, os sinais foram exportados e processados *off-line* no *software* Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA).

3.4 Estimativa do tempo inicial de ativação do vasto medial e lateral

Primeiramente, os EMGs diferenciais simples foram computados a partir de dois EMGs monopulares consecutivos, filtrados por um passa-bandas Butterworth de 4ª ordem com frequências de corte de 15 a 350 Hz. Em seguida, a posição da ZI do VM e VL foi

identificada por meio de inspeção visual dos EMGs em um procedimento similar ao descrito anteriormente para a identificação do alinhamento dos vetores de eletrodos com a orientação das fibras musculares. A ZI foi definida no local correspondente ao eletrodo que forneceu dois EMGs diferenciais simples adjacentes com clara inversão de fase da propagação do potencial de ação (Figura 4; Rainoldi et al., 2004).

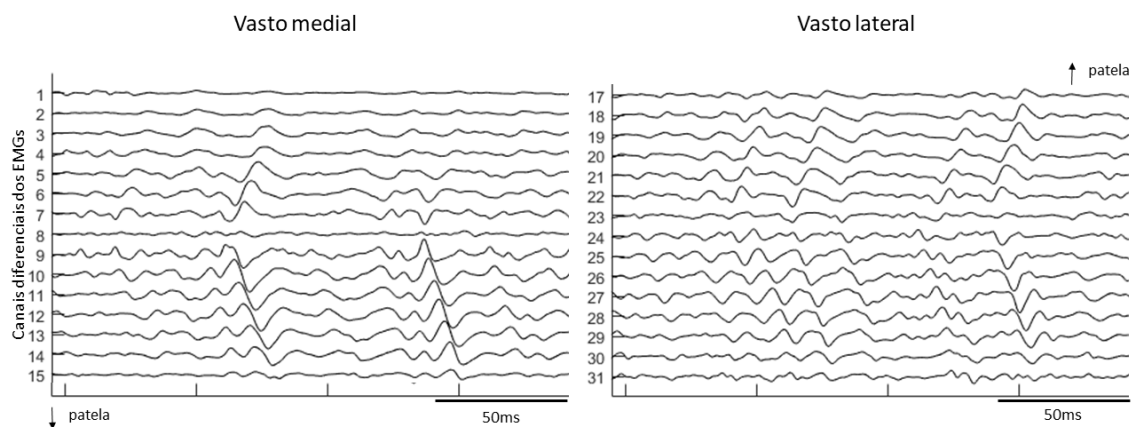


Figura 4. EMGs diferenciais representativos de um participante. Pode-se observar os 15 sinais diferenciais obtidos pelos vetores de eletrodos posicionados sobre o vasto medial e lateral. Além disso, é possível identificar o canal correspondente a zona de inervação (canal 8 para o vasto medial e canal 23 para o vasto lateral).

Somente os canais a partir da ZI em direção a junção miotendínea distal (em direção a patela), que continham potenciais de ação com propagação fisiológica foram considerados para as análises a seguir (Figura 6B). O presente estudo testou inicialmente, a utilização do método de detecção do tempo inicial de ativação do VM e VL por meio do envelope do sinal. Foram testados diferentes limiares para a determinação do início da ativação muscular (1, 2, 3 e 5 desvios padrões da média do sinal de ruído de base). Neste caso, a média e o desvio padrão do sinal de ruído de base foram calculados utilizando-se uma janela de 200 ms dos EMGs anteriores ao início da tarefa de extensão do joelho (momento em que o indivíduo estava em repouso). Além disso, para a identificação do

início da atividade muscular, a amplitude do envelope dos EMGs teve que ultrapassar o limiar descrito e se manter por pelo menos 250ms. Visto ainda que a literatura que investiga o tempo inicial de ativação entre os vastos sugere diferentes frequência de corte para a obtenção do envelope do sinal, o presente trabalho testou um filtro passa baixas, com valores de corte variando de 10Hz a 50Hz. Na Figura 5 apresentada abaixo, é possível observar um efeito não esperado da estimativa do tempo inicial de ativação ao longo vetor de eletrodos obtido preliminarmente neste projeto. Além disso, considerando os canais diferenciais individualmente, é possível notar uma diferença temporal do instante de detecção entre as duas frequências de corte utilizadas. Nesta perspectiva, tendo observado que o envelope do sinal pode suavizar os EMGs de tal maneira, a ponto de comprometer a detecção do instante inicial de ativação ao longo dos canais do vetor de eletrodos, outra metodologia foi considerada neste estudo.

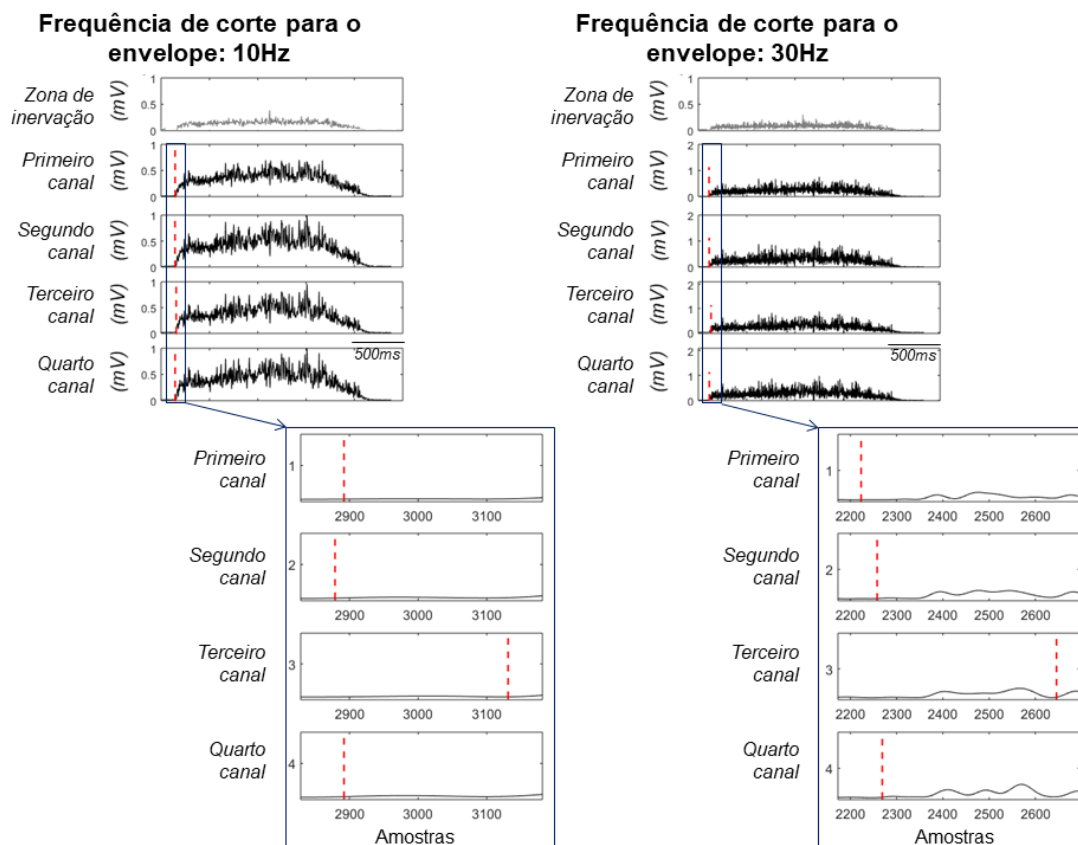


Figura 5. Caso representativo. A linha tracejada em vermelho denota a detecção do instante inicial de ativação. Nesta figura é apresentado, no painel superior, o sinal retificado do músculo vasto medial de um caso representativo submetido a duas frequências de corte (10Hz e 30Hz) para o filtro passa-baixas. No painel inferior, a análise no domínio do tempo deve levar em consideração que 2048 amostras são equivalentes a 1 segundo.

O tempo inicial de ativação foi então estimado para cada canal usando um algoritmo automático (setas cinzas na Figura 6B; Merlo et al., 2003), separadamente para o VM e o VL. Tal algoritmo utiliza a função de transformada contínua de wavelet para detectar intervalos de excitação muscular (on/off) e já foi validado contra outras metodologias, como as estimativas do tempo inicial de ativação a partir do envelope dos EMGs (Merlo et al., 2003). Uma inspeção visual foi realizada para confirmar se o algoritmo detectou corretamente o primeiro potencial de ação do VM e VL, e quando necessário, os parâmetros do algoritmo foram ajustados, evitando assim resultados falsos positivos (Dieterich et al., 2017; Merlo et al., 2003).

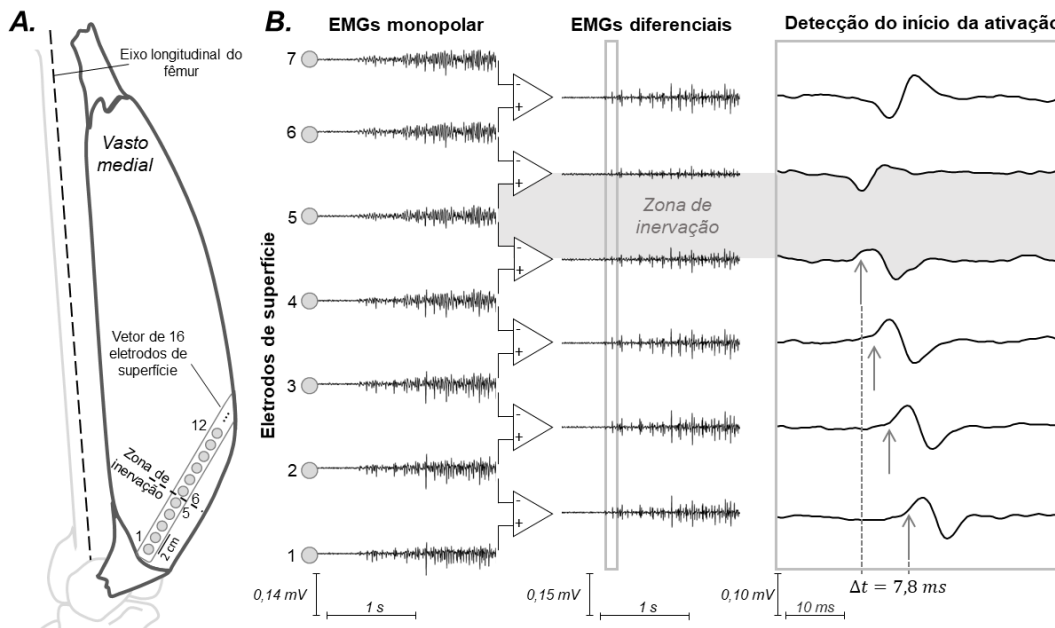


Figura 6. A, ilustração do músculo vasto medial, demonstrando o posicionamento do vetor adesivo de 16 eletrodos. B, inspeção visual dos EMGs coletados no modo monopolar e na sequência a obtenção dos EMGs diferenciais. E, no quadro mais à

direita, em uma janela mais ampliada do sinal diferencial, é possível observar a detecção do tempo inicial de ativação, assim como a identificação da zona de inervação.

Depois de computar o tempo inicial de ativação de cada canal (t_{CH}), o tempo inicial de ativação localizado na ZI (ou seja, t_{HD} ; Figura 8A) foi estimado a partir da reta de regressão linear. Primeiramente, os canais foram renumerados, com o canal 1 sendo caracterizado como o canal em que a propagação do potencial de ação foi primeiro observada a partir da ZI (Figura 8A). Em seguida, o t_{HD} foi calculado como o intercepto da reta de regressão linear relacionando os valores de t_{CH} aos canais (x) dos quais eles foram obtidos (ver equação da Figura 8A) depois da renumeração. Desta forma, o valor de t_{HD} forneceu o instante em que cada músculo, VM e VL, foi primeiro excitado; isto é, quando os potenciais de ação foram gerados nas respectivas junções neuromusculares. Quanto mais distante os EMGs forem detectados da ZI, maior superestimado será o tempo inicial de ativação, com os maiores valores possíveis sendo estimados pelos canais mais distantes da ZI ($t_{distalCH}$). Adicionalmente, foi computado o tempo inicial de ativação considerando os locais no VM e VL comumente utilizados na literatura para a colocação de pares de eletrodos ($t_{bipolarCH}$; Bennell et al., 2010; Boling et al., 2006; Cowan et al., 2001; Van Tiggelen et al., 2009). Para o músculo VM foi considerado o EMG diferencial do vetor de eletrodos localizado aproximadamente a 4,5 cm proximal a partir da borda superior da patela e 3 cm medial (Figura 7). Já para o músculo VL foi considerado o EMG diferencial detectado a 10 cm proximal a partir da borda superior da patela e 7 cm lateralmente ao eixo longitudinal do fêmur.

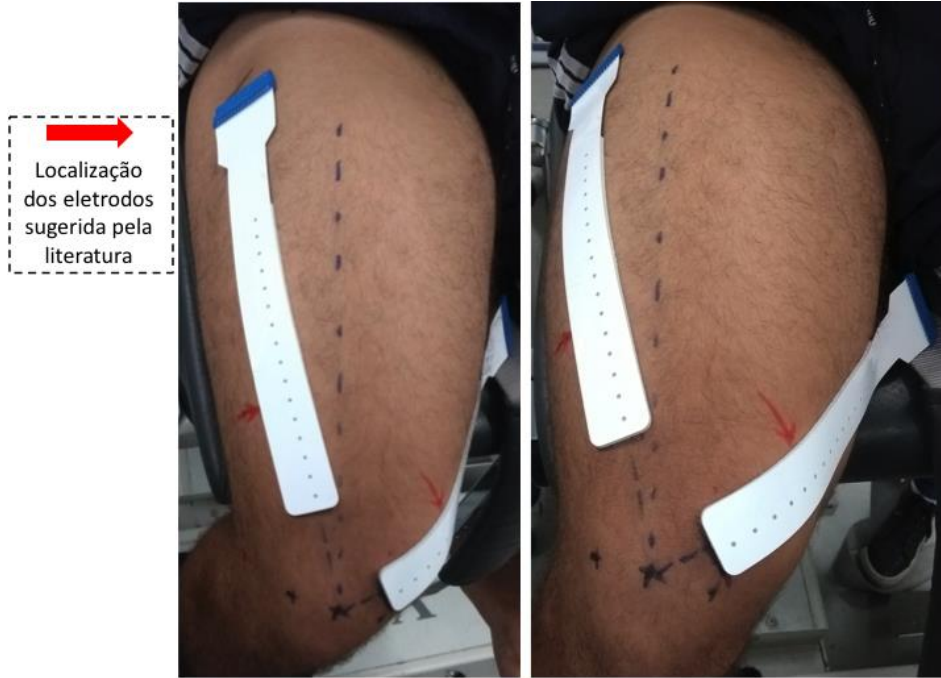


Figura 7. Indicação, nos vetores adesivos, da localização correspondente para a colocação de pares de eletrodos sugerida pela literatura ($t_{bipolarCH}$).

Para investigar como o posicionamento dos eletrodos afeta a estimativa das diferenças (Δ) entre o tempo inicial de ativação do VM e VL, foram considerados três diferentes combinações:

$$\Delta 2_{erro} = |(t_{bipolarCH} VM - t_{bipolarCH} VL) - \Delta 1|$$

$$\Delta 3_{erro} = |(t_{HD} VM - t_{distalCH} VL) - \Delta 1|$$

$$\Delta 4_{erro} = |(t_{distalCH} VM - t_{HD} VL) - \Delta 1|$$

Em que $\Delta 1$ corresponde ao tempo inicial de ativação VM-VL verdadeiro; que é a diferença entre os instantes do primeiro potencial de ação gerado no VM em relação ao primeiro potencial gerado no VL (i.e., $t_{HD} VM - t_{HD} VL$).

Finalmente, para garantir a validade da nossa metodologia para a estimativa do tempo inicial de ativação ao longo dos canais do vetor de eletrodos, foi calculado a

velocidade de condução dos potenciais de ação utilizando dois diferentes métodos: i) pelo inverso do coeficiente da reta de regressão linear (ver equação na Figura 8A); ii) pelo validado método de máxima verossimilhança multicanal (Farina et al., 2001; Farina et al., 2004). No segundo caso, os valores de velocidade de condução foram considerados caso a função de correlação cruzada entre os EMGs para cada músculo e cada participante retornasse valores acima de 0,8 (Farina et al., 2000; Farina et al., 2001; Farina et al., 2004).

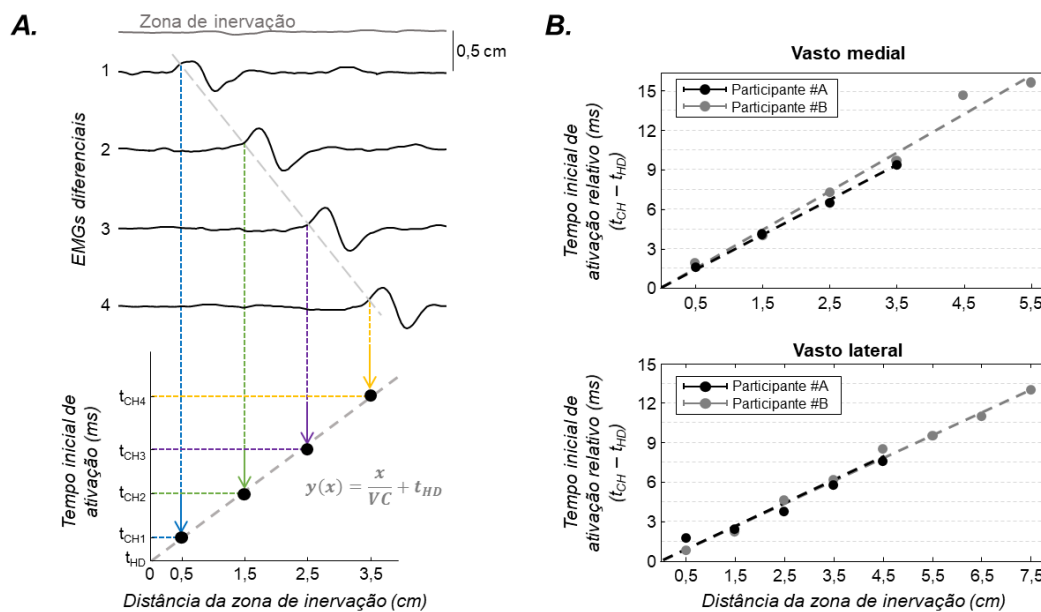


Figura 8. Efeito do posicionamento dos eletrodos na estimativa do tempo inicial de ativação dos músculos vasto medial e vasto lateral. A, implementando a reta de regressão linear, considerando os pontos de detecção do tempo inicial de ativação para as respectivas distâncias entre os eletrodos. Desta maneira, foi definido o t_{HD} (tempo inicial de ativação localizado na ZI) pelo intercepto da reta de regressão linear. B, caso representativo de dois participantes demonstrando o efeito do posicionamento dos eletrodos em relação a distância da zona de inervação na estimativa do tempo inicial de ativação, separadamente para o vasto medial e lateral. t_{CH} , tempo inicial de ativação correspondente a cada canal considerado do vetor de eletrodos.

3.5 Análise estatística

Análise paramétrica foi considerada após a verificação da normalidade (teste Shapiro-Wilk; $P > 0,26$ para todos os casos) e homoscedasticidade (teste Bartlett; $P > 0,20$ para todos os casos) dos dados. O teste T para amostras pareadas foi utilizado para comparar os valores da velocidade de condução dos potenciais de ação obtidos pelos dois métodos (ou seja, o inverso do coeficiente da reta de regressão linear e a máxima verossimilhança multicanal), separadamente para VM e VL. Para acessar se as diferentes combinações dos posicionamentos dos eletrodos levam a estimativa do tempo inicial de ativação VM-VL comparáveis com o VM – VL verdadeiro ($\Delta 1$), os valores de média de $\Delta 2_{\text{erro}}$, $\Delta 3_{\text{erro}}$ e $\Delta 4_{\text{erro}}$ foram comparados com o intervalo de confiança de 95% dos valores de $\Delta 1$, que foi calculado pela equação a seguir:

$$95\% \text{ IC} = \overline{\Delta 1} \pm 1,96 \times \frac{s_{\Delta 1}}{\sqrt{n}}$$

Em que, $\overline{\Delta 1}$ é a média de $\Delta 1$, $s_{\Delta 1}$ é o desvio padrão de $\Delta 1$, e n é o número de participantes. Além disso, a ANOVA de um fator para medidas repetidas foi utilizada para comparar $\Delta 2_{\text{erro}}$, $\Delta 3_{\text{erro}}$ e $\Delta 4_{\text{erro}}$. Quando um efeito significativo fosse detectado, o teste post-hoc de Tukey foi utilizado para identificar as diferenças. Todas as análises foram realizadas no *software* Statistica (Versão 10, StatSoft Inc., Tulsa, EUA) e o nível de significância adotado foi de $P < 0,05$.

Capítulo 4: Resultados

A propagação dos potenciais de ação em ambos os músculos foi claramente observada para todos os participantes, assim como a localização da zona de inervação (Tabela 1). Entretanto, o número de sinais diferenciais que forneceu potenciais de ação que se propagaram ao longo da fibra a partir da ZI até a junção miotendínea distal variou entre músculos e participantes (de 4 a 6 canais para VM e 5 a 8 para VL). Da mesma forma, a distância da localização da zona de inervação em relação à junção miotendínea distal variou entre 5 cm até 8 cm para o VM e entre 5 cm e 9 cm para o VL.

Tabela 1:

Localização da ZI a partir da JMT distal (cm)

Sujeito	VM	VL
1	8	7
2	5	7
3	6	8
4	6	9
5	6,5	8,5
6	6	7
7	7	6
8	6	7
9	7,5	9
10	6	5
Média	6,4	7,35
±	0,83	1,23

JMT, junção miotendínea distal.

Diferenças entre o tempo inicial de ativação computado para os EMGs detectados por canais diferenciais consecutivos (t_{CH}) e o tempo inicial de ativação correspondente ao local da ZI (t_{HD}) de dois participantes estão representados na Figura 8B. Cada um dos dois participantes, forneceram quantidades diferentes de canais nos quais os valores do tempo inicial de ativação puderam ser calculados; quatro e cinco canais, respectivamente, no VM e VL para o participante A, e seis e oito canais no VM e VL para o participante B. Consequentemente, o viés máximo na estimativa do tempo inicial de ativação pode ser observado em ambos os músculos nos traços cinzas e pretos na Figura 8B. O caso representativo do número máximo e mínimo de canais dos EMGs do VM e VL, podem ser observados na Figura 8B. Além disso, a Figura 8B revela o efeito do posicionamento dos eletrodos em relação a localização da ZI na estimativa do tempo inicial de ativação. É possível observar que quanto mais distante da ZI os eletrodos de superfície estão posicionados, mais tardiamente o tempo inicial de ativação do VM e VL está sendo detectado. Especificamente, quando considerado o canal mais próximo da ZI (com distância de 0,5 cm da ZI), o tempo inicial de ativação foi detectado ~1,5 ms depois em ambos os músculos. No entanto, quando considerado o canal mais afastado da ZI, o tempo inicial de ativação foi detectado de 9 a 15,5 ms para o VM e de 7,5 a 13,5 ms para o VL após a sua geração na ZI. Resultados similares foram obtidos para todos os voluntários. As tabelas 2 e 3 demonstram respectivamente para VM e VL os resultados individuais dos voluntários com relação ao tempo inicial de ativação relativos ao instante inicial estimado nas junções neuromusculares (t_{HD}). Para o músculo VM, o tempo inicial de ativação levou em média $1,45 \pm 0,54$ ms para ser detectado considerando os canais mais próximos da ZI. Por outro lado, considerando os canais mais afastados da ZI, o tempo inicial de ativação levou $14,19 \pm 1,98$ ms até ser detectado. A tabela 3 apresenta que para o músculo VL, o tempo até ser detectado pelo eletrodo mais próximo da ZI foi de $1,60 \pm$

0,73 ms, e para os canais mais distantes o potencial de ação levou 12,90 ms até ser detectado.

Tabela 2: Tempo inicial de ativação relativo ($t_{CH} - t_{HD}$) para o VM (ms)

Suj.	Distância dos pares de eletrodos para a ZI (cm)					
	0,5	1,5	2,5	3,5	4,5	5,5
1	1,91	3,87	7,28	9,73	14,61	15,59
2	0,76	3,20	4,66	6,62	-	-
3	1,54	3,98	6,42	9,35	12,28	-
4	1,39	2,86	3,34	6,27	8,72	-
5	1,61	2,59	5,03	7,96	-	-
6	1,34	1,83	4,27	6,23	-	-
7	2,53	3,02	4,00	5,46	9,86	12,79
8	0,61	5,00	6,96	8,91	-	-
9	1,54	3,98	5,44	8,37	11,79	-
10	1,29	2,76	5,69	8,13	9,59	-
Média	1,45	3,31	5,31	7,70	11,14	14,19
±	0,54	0,91	1,30	1,47	2,18	1,98

Tabela 3: Tempo inicial de ativação relativo ($t_{CH} - t_{HD}$) para o VL (ms)

Suj.	Distância dos pares de eletrodos para a ZI (cm)							
	0,5	1,5	2,5	3,5	4,5	5,5	6,5	7,5
1	1,56	2,54	3,52	5,47	6,94	10,35	-	-
2	1,56	2,54	3,52	5,47	6,94	10,35	-	-
3	0,51	8,28	9,25	13,65	14,14	20,48	-	-
4	1,30	2,28	3,26	4,23	7,16	8,63	-	-
5	1,82	2,30	3,77	5,72	7,68	10,61	-	-
6	3,22	3,71	8,10	12,98	13,96	20,31	-	-
7	1,49	3,93	4,91	8,33	11,25	-	-	-
8	1,98	2,47	4,91	7,84	10,28	-	-	-
9	0,75	2,21	4,66	6,12	8,56	9,54	11,00	12,96
10	1,81	3,27	7,18	9,62	11,01	-	-	-
Média	1,60	3,35	5,31	7,94	9,79	12,90	11,00	12,96
±	0,73	1,84	2,12	3,25	2,78	5,17	-	-

Em relação à velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras, dois voluntários foram excluídos devido à baixa qualidade obtida pelo método de máxima verossimilhança multicanal (ou seja, limiar do coeficiente da função de relação cruzada < 0.8). A figura 9A demonstra que não houve diferença significativa entre

os métodos utilizados para estimar a velocidade de condução dos potenciais de ação, independente do músculo (teste T para amostras pareadas; $P = 0,56$ para o VM; $P = 0,96$ para o VL). Especificamente, a estimativa da velocidade de condução pelo inverso do coeficiente da reta de regressão linear foi de $4,40 \pm 0,73$ m/s (média \pm desvio padrão) para o VM, e $4,99 \pm 1,17$ m/s para o VL. Quando aplicado o método de máxima verossimilhança multicanal, resultados similares foram encontrados tanto para VM ($4,30 \pm 0,46$ m/s) quanto para ($4,98 \pm 0,87$ m/s).

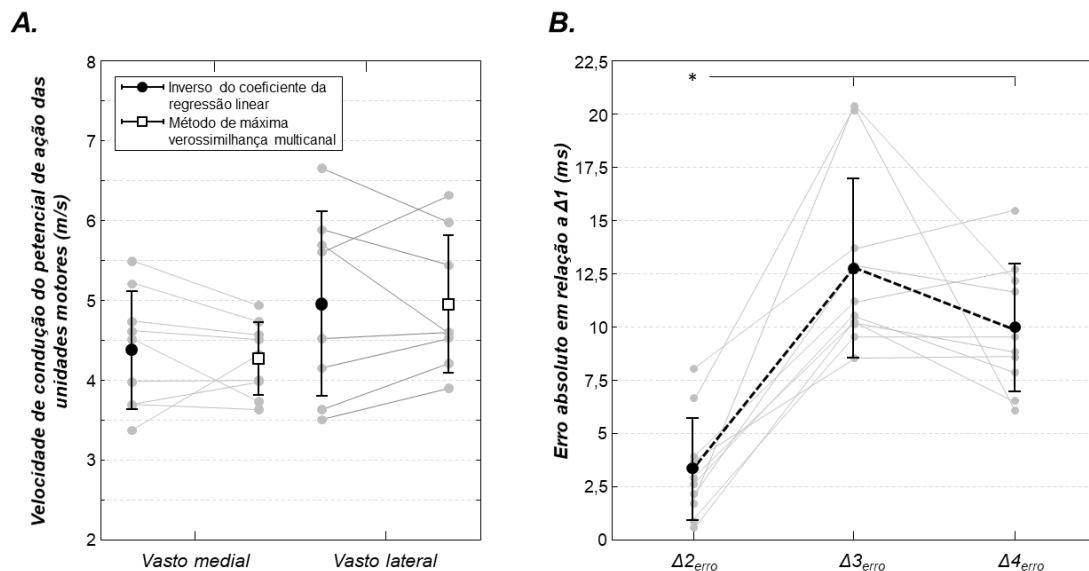


Figura 9. Resultados de grupo. A, média e desvio padrão das estimativas da velocidade de condução do potencial de ação do vasto medial e lateral por dois diferentes métodos. B, erro absoluto obtido a partir das três combinações de posicionamento dos eletrodos no tempo inicial de ativação VM – VL em relação a $\Delta 1$. $\Delta 1$, $t_{HD} VM - t_{HD} VL$; $\Delta 2_{erro}$, $|(t_{bipolarCH} VM - t_{bipolarCH} VL) - \Delta 1|$; $\Delta 3_{erro}$, $|(t_{HD} VM - t_{distalCH} VL) - \Delta 1|$; $\Delta 4_{erro}$, $|(t_{distalCH} VM - t_{HD} VL) - \Delta 1|$.

O intervalo de confiança de 95% obtido a partir dos valores de $\Delta 1$ foi de 1,2 ms [-128,4 -126,1]. Considerando os valores de média das diferentes combinações de deltas ($3,4 \pm 0,76$ ms, $\Delta 2_{erro}$; $12,8 \pm 1,35$ ms, $\Delta 3_{erro}$; $10,1 \pm 0,94$ ms, $\Delta 4_{erro}$; Figura 9B), todos apresentam um erro médio em relação a $\Delta 1$ que excede o valor do intervalo de confiança

de 95% de $\Delta 1$ (1,2 ms). Quando comparado as três combinações de deltas utilizadas para verificar o erro médio absoluto em relação a $\Delta 1$, foram encontradas diferenças significativas entre $\Delta 2_{\text{erro}}$ e $\Delta 3_{\text{erro}}$, assim como para $\Delta 2_{\text{erro}}$ e $\Delta 4_{\text{erro}}$ (ANOVA de um fator para medidas repetidas; $F = 31,81$; $P < 0,001$ para ambos os casos). No entanto, quando comparados esse mesmo erro médio absoluto entre $\Delta 3_{\text{erro}}$ e $\Delta 4_{\text{erro}}$, não foram encontradas diferenças (teste *post-hoc* de Tukey; $P = 0.08$).

Capítulo 5: Discussão

Neste estudo foi verificado o efeito de diferentes distâncias do posicionamento dos eletrodos de superfície em relação à zona de inervação na estimativa do tempo inicial de ativação entre o vasto medial e lateral. Nossos resultados sugerem que, caso a zona de inervação do VM e VL não seja identificada, variações nas diferenças temporais entre o VM e VL, não podem ser atribuídas exclusivamente a diferenças no tempo inicial de ativação entre esses músculos. Além disso, uma vez que a ZI do VM e VL seja identificada, a distância entre o posicionamento dos eletrodos e as respectivas ZI devem ser comparáveis entre esses músculos, caso contrário, esse efeito se torna ainda mais crítico. No presente estudo, demonstramos que quando esse cuidado no posicionamento dos eletrodos não é tomado, é possível que tenhamos variações de até 20 ms na estimativa do tempo inicial de ativação entre VM e VL, que pode ser explicado apenas por questões metodológicas. Diferenças regionais na estimativa do tempo inicial de ativação já foram observadas em estudos anteriores utilizando a mesma técnica do que o presente estudo (HD-EMGs). Estudos que buscaram investigar essa diferença no músculo bíceps braquial demonstraram que dependendo do local no músculo em que é coletado os EMGs, podem apresentar variações de 20 ms (Hug et al., 2011) podendo chegar até 70 ms (Dieterich et al., 2017) na estimativa do tempo inicial de ativação. Em se tratando da relação temporal entre VM e VL, os valores revelados no presente estudo de até 20ms podem ser relevantes, uma vez que estudos demonstram que uma mínima diferença de aproximadamente 5 ms pode ser utilizada para caracterizar distintas populações (Briani

et al., 2016; Karst e Williet, 1995). Por exemplo, Santos e colaboradores (2008), identificaram uma diferença no tempo inicial de ativação entre VM e VL de 4 ms para o grupo controle (de pessoas assintomáticas), e uma diferença de 10 ms entre esses músculos para o grupo de pacientes com síndrome da dor patelofemoral. Por outro lado, em estudo de Briane et al. (2016) diferenças de aproximadamente 4 ms no tempo inicial de ativação entre VM e VL foram identificadas em pacientes com dor patelofemoral, enquanto que diferenças de 10 ms foram observadas no grupo controle. Corroborando com esses resultados conflitantes, há revisões sobre o tema que apresentam uma grande heterogeneidade nos valores de diferença no tempo inicial de ativação VM – VL (Chester et al., 2008; Lankhorst et al., 2012; Wong, 2009). Na revisão sistemática de Chester e colaboradores (2008), os autores apresentam valores nessa diferença entre VM e VL que podem variar de 61.81 ± 68.7 ms até 27.9 ± 32.92 ms para pessoas saudáveis, e de -17.5 ± 22.89 ms até 50.56 ± 81.96 ms para pacientes com dor anterior de joelho (valores negativos indicam que o VM ativou primeiro em relação ao VL). Os autores ainda afirmam que limitações metodológicas tornam a reprodução desses achados um desafio. Logo, isto dificulta ainda mais a comparação desses resultados entre os estudos e uma possível extrapolação desses achados para o âmbito clínico/prático.

No presente estudo, no entanto, foi considerado a localização da zona de inervação em ambos os músculos para definir o que seria o tempo inicial de ativação VM – VL verdadeiro. Ou seja, foi considerado o par de eletrodos mais próximo à zona de inervação para a obtenção dessa relação temporal entre VM – VL. Como resultado dessa estimativa foi possível observar valores de $-127,2$ ms, o que significa uma ativação prévia do músculo VM em relação ao VL. Quando comparados os valores dessa diferença com os valores reportados na literatura para indivíduos saudáveis, é possível observar que apesar de haver uma diferença considerável entre as médias, há valores elevados de desvio

padrão das médias apresentadas da diferença do instante inicial VM – VL, como no estudo de Boling et al. (2006) que reportam diferenças médias de – 61,81 com desvio padrão de 68,7. A ativação antecipatória do VM em relação ao VL é esperada em uma população de indivíduos saudáveis, como a do presente estudo (Boling et al., 2006; Pal et al., 2011). Mesmo com os resultados conflitantes em relação aos estudos que investigam essa relação temporal entre VM e VL, há outras evidências que sugerem que em uma condição que envolva distúrbios na articulação do joelho há um atraso no tempo inicial de ativação do VM em relação ao VL (Pal et al., 2011; Voight et al., 1991). Deste modo, estudos futuros são necessários para verificar se com a metodologia proposta no presente estudo (VM – VL verdadeiro) é possível determinar valores representativos do tempo inicial de ativação entre os músculos VM e VL que possam caracterizar grupos populacionais distintos (por exemplo, pacientes com patologias que envolvam a articulação do joelho e um grupo controle de pessoas saudáveis).

Para validar a obtenção dos valores do tempo inicial de ativação ao longo dos canais do vetor de eletrodos, foi estimada a velocidade de condução dos potenciais de ação dos músculos VM e VL. Primeiramente, nossos resultados demonstram que não houve diferença significativa entre os dois métodos utilizados para estimar a velocidade de condução (inverso do coeficiente da reta de regressão linear e máxima verossimilhança multicanal). Em segundo, os valores encontrados para as velocidades de condução de ambos os músculos se encontram dentro dos valores já reportados na literatura (3 – 7 m/s; Farina et al., 2000). Neste estudo, para os músculos VM e VL, foram obtidos valores de média da velocidade de condução que variaram de acordo com o método utilizado para estimar o instante inicial de 4,4 e 4,3 m/s para o VM, e para o VL de 4,99 e 4,98 m/s.

Por fim, nós avaliamos se os EMGs diferenciais correspondentes a localização no músculo comumente sugerida para a colocação de pares de eletrodos sobre o VM e VL,

são compatíveis com os resultados obtidos pela estimativa do tempo inicial de ativação do VM – VL verdadeiro. No presente estudo foi observado um erro médio absoluto de $3,4 \pm 0,76$ ms quando comparado o instante inicial entre VM e VL estimado no local sugerido pela literatura com estimativa feita no local de origem do potencial de ação de ambos os músculos. Até o momento, embora haja um esforço em relação à padronização do posicionamento de eletrodos nos vastos (referência comumente utilizada em estudos bipolares), a literatura carece ainda de estudos que consideram a influência da ZI na estimativa do tempo inicial de ativação entre os vastos. Além disso, o protocolo de posicionamento dos eletrodos bipolares no músculo VM e VL é baseado em recomendações a partir de medidas de referência absolutas, como, por exemplo, 4,5 cm proximal partindo da borda superior da patela e 3 cm medial para o VM, e 10 cm proximal partindo da borda superior da patela e 7 cm lateralmente, ambos em relação ao eixo longitudinal do fêmur (Bennell et al., 2010; Boling et al., 2006; Cowan et al., 2001; Van Tiggelen et al., 2009). Tendo em vista que, normalmente, voluntários apresentam medidas antropométricas variáveis, como comprimento de membros inferiores ou circunferência de coxa, a escolha do local mais adequado no músculo para a detecção dos EMGs e consequentemente para a estimativa o tempo inicial de ativação deve ser cuidadosamente verificada. Adicionalmente, a localização da zona de inervação é bastante variável entre diferentes indivíduos (Barbero et al., 2012). Essa variação esperada na localização da zona de inervação foi confirmada nos resultados do presente estudo (tabela 1). Foram observadas variações na localização dos eletrodos entre os voluntários de 2,5 cm para o músculo VM e de até 4 cm para o VL. Variações essas, que são próximas às apresentadas por Barbero et al. (2012), que demonstram valores do intervalo interquartil da localização da ZI de 5,3 – 6,8 cm e de 6,4 – 10,6 cm, para o VM e VL, respectivamente, ou seja 1,5 cm para o VM e ~ 4 cm para o VL. Todavia, essas variações se tornam mais expressivas

quando considerada a amplitude interquartil dos achados desse mesmo estudo, que atingiu variações do local da ZI de até 5 cm no VM e de ~ 12 cm no VL. Com relação à localização da ZI nesses músculos, em média os valores encontrados no presente estudo para o VM foram de $6,4 \pm 0,83$ cm e para o VL $7,25 \pm 1,44$ cm (distância entre a localização da ZI e a junção miotendínea distal de cada músculo). Em estudo de Rainoldi et al. (2004), que utilizou uma metodologia similar a do presente estudo (vetor linear de eletrodos), a média da ZI encontradas no VM e VL foram de $5,2 \pm 1,3$ cm e $9,4 \pm 1,3$ cm, respectivamente. Quando comparados com os valores da mediana encontrados por Barbero et al. (2012), os resultados também são próximos, 6,3 cm no VM e 8,3 cm no VL. Pequenas variações entre essas comparações deve-se provavelmente ao fato de que no estudo de Barbero et al., (2012) a população foi composta por homens e mulheres. Portanto, vale enfatizar a importância de se considerar essas questões metodológicas em estudos que investiguem a detecção da excitação muscular no VM e VL por meio da técnica de eletromiografia, principalmente quando o objetivo for comparar as diferenças entre o tempo inicial de ativação entre esses músculos.

Como limitações do presente estudo, pode-se considerar: a) a população estudada composta de homens jovens saudáveis, que dificulta a extrapolação desses resultados para outros grupos populacionais (e.g. idosos e mulheres), sendo necessária, então, investigações futuras para a confirmação dos valores de referência dos erros obtidos nesse estudo. b) O local da ZI foi definido a partir de uma distância média (0,5 cm) entre os sinais diferenciais que apresentaram inversão de fase dos potenciais de ação. É possível que em alguns casos a ZI não se encontre exatamente nessa distância estabelecida. O efeito, no entanto, dessa variação para mais ou para menos na localização da ZI (entre 0,1 – 0,4 cm), não é esperado influenciar de maneira significativa os resultados encontrados no presente estudo.

Capítulo 6: Conclusão

O presente estudo fornece valores de referências de erros que podem contaminar as estimativas do tempo inicial de ativação entre o VM e VL. Estudos que buscam identificar uma possível diferença no tempo inicial de ativação entre VM e VL, devem considerar os valores de erros na estimativa quando não for possível identificar o efeito das diferenças relativas da posição dos eletrodos e a zona de inervação entre esses músculos. Especificamente, valores médios de erros de 13 ms no tempo inicial de ativação entre VM e VL são esperados quando não são considerados pontos anatômicos de referência no protocolo para o posicionamento dos eletrodos (por exemplo, posicionar o par de eletrodos no ventre do músculo). Caso seja considerado o protocolo de posicionamento dos eletrodos comumente utilizado em estudos que investigam a relação temporal entre VM e VL, em que são levados em consideração alguns pontos anatômicos de referência, como o eixo longitudinal do fêmur, borda superior da patela e as angulações das fibras do VM e VL, o erro médio dessa estimativa pode girar em torno de 3,4 ms. Portanto, este estudo espera contribuir para o avanço no entendimento sobre as relações temporais entre VM e VL, podendo elucidar sobre a relevância do tempo inicial de ativação, principalmente, nos fatores que envolvem os distúrbios na articulação do joelho.

Referências

BARBERO, M.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications. **Springer Science & Business Media**, 2012.

BARTON, C. et al. Patellar taping for patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis to evaluate clinical outcomes and biomechanical mechanisms. **British journal of sports medicine**, v. 48, n. 6, p. 417-424, 2014.

BENNELL, K. et al. Effects of vastus medialis oblique retraining versus general quadriceps strengthening on vasti onset. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 42, n. 5, p. 856-864, 2010.

BLAZEVICH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra-and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of anatomy**, v. 209, n. 3, p. 289-310, 2006.

BOLING, M. C. et al. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 87, n. 11, p. 1428-1435, 2006.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. A sequence of postural movements precedes voluntary

movement. **Neuroscience letters**, v. 22, n. 3, p. 263-270, 1981.

BRIANI, R. V. et al. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 26, p. 137-142, 2016.

CABRAL, H. V. et al. Is the firing rate of motor units in different vastus medialis regions modulated similarly during isometric contractions? **Muscle & nerve**, v. 57, n. 2, p. 279-286, 2018.

CAVAZZUTI, L. et al. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Gait & posture**, v. 32, n. 3, p. 290-295, 2010.

CHESTER, R. et al. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 9, n. 1, p. 64, 2008.

COWAN, S. M. et al. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, n. 2, p. 183-189, 2001.

DIETERICH, A. V. et al. Spatial variation and inconsistency between estimates of onset of muscle activation from EMG and ultrasound. **Scientific reports**, v. 7, p. 42011, 2017.

DINGENEN, B. et al. Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 35, p. 116-123, 2016.

EARL, J. E.; HERTEL, J.; DENEGAR, C. R. Patterns of dynamic malalignment, muscle activation, joint motion, and patellofemoral-pain syndrome. **Journal of sport rehabilitation**, v. 14, n. 3, p. 216-233, 2005.

FALLA, D.; JULL, G.; HODGES, P. W. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. **Experimental brain research**, v. 157, n. 1, p. 43-48, 2004.

FARINA, D.; FORTUNATO, E.; MERLETTI, R. Noninvasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 47, n. 3, p. 380-388, 2000.

FARINA, D. et al. Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 39, n. 2, p. 225-236, 2001.

FARINA, D. et al. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 8, p. 1383-1393, 2004.

GALLINA, A.; VIEIRA, T. 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**, v. 4, n. 1, p. 17-28, 2011.

GAZZONI, M.; BOTTER, A.; VIEIRA, T. Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. **Physiological measurement**, v. 38, n. 5, p. R27, 2017.

GRABINER, M. D.; KOH, T. J.; DRAGANICH, L. F. Neuromechanics of the patellofemoral joint. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, p. 10-10, 1994.

HUG, F.; HODGES, P. W.; TUCKER, K. Muscle force cannot be directly inferred from muscle activation: illustrated by the proposed imbalance of force between the vastus medialis and vastus lateralis in people with patellofemoral pain. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 45, n. 5, p. 360-365, 2015.

HUG, F.; LACOURPAILLE, L.; NORDEZ, A. Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. **Muscle & nerve**, v. 44, n. 5, p. 838-838, 2011.

KARST, G. M.; WILLETT, G. M. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical therapy**, v. 75, n. 9, p. 813-823, 1995.

LANKHORST, N. E.; BIERMA-ZEINSTRAS, S. M. A.; VAN MIDDELKOOP, M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **British journal of sports**

medicine, v. 47, n. 4, p. 193-206, 2013.

LATASH, M. L. et al. Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. **Journal of neurology, neurosurgery & psychiatry**, v. 58, n. 3, p. 326-334, 1995.

LEFEBVRE, R. et al. Vastus medialis: anatomical and functional considerations and implications based upon human and cadaveric studies. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, v. 29, n. 2, p. 139-144, 2006.

LIEB, F. J.; PERRY, J. Quadriceps function: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. **The journal of bone & joint surgery**, v. 50, n. 8, p. 1535-1548, 1968.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & nerve**, v. 23, n. 11, p. 1647-1666, 2000.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. **Clinical Orthopaedics and Related Research®**, v. 383, p. 140-151, 2001.

LIN, F. A. N. G. et al. In vivo and noninvasive three-dimensional patellar tracking induced by individual heads of quadriceps. **Medicine & science in sports & exercise**, v. 36, n. 1, p. 93-101, 2004.

MCCONNELL, J. Rehabilitation and nonoperative treatment of patellar instability. **Sports medicine and arthroscopy review**, v. 15, n. 2, p. 95-104, 2007.

MERLETTI, R. et al. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. **Critical Reviews™ in biomedical engineering**, v. 38, n. 4, 2010.

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, 2008.

MERLO, A.; FARINA, D.; MERLETTI, R. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. **IEEE transactions on biomedical engineering**, v. 50, n. 3, p. 316-323, 2003.

METHENITIS, S. et al. Intramuscular fibre conduction velocity and muscle fascicle length in human vastus lateralis. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 44, n. 2, p. 133-138, 2019.

NEPTUNE, R. R.; WRIGHT, I. C.; VAN DEN BOGERT, A. J. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. **Clinical biomechanics**, v. 15, n. 8, p. 611-618, 2000.

PAL, S. et al. Patellar maltracking correlates with vastus medialis activation delay in patellofemoral pain patients. **The American journal of sports medicine**, v. 39, n. 3, p. 590-598, 2011.

PAL, S. et al. Patellar tilt correlates with vastus lateralis: vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients. **Journal of orthopaedic research**, v. 30, n. 6, p. 927-933, 2012.

PARK, S. et al. Differences in onset time between the vastus medialis and lateralis during stair stepping in individuals with genu varum or valgum. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 9, p. 2727-2730, 2015.

PATIL, S. et al. An electromyographic exploratory study comparing the difference in the onset of hamstring and quadriceps contraction in patients with anterior knee pain. **The knee**, v. 18, n. 5, p. 329-332, 2011.

RAINOLDI, A. et al. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 327-336, 2000.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **Journal of neuroscience methods**, v. 134, n. 1, p. 37-43, 2004.

SANTOS, E. P. et al. Electromyographic activity of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscles during functional activities in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 12, n. 4, p. 304-310, 2008.

SMITH, T. O. et al. Do the vastus medialis obliquus and vastus medialis longus really exist? A systematic review. **Clinical anatomy**, v. 22, n. 2, p. 183-199, 2009.

STELMACH, G. E.; POPULIN, L.; MÜLLER, F. Postural muscle onset and voluntary movement in the elderly. **Neuroscience letters**, v. 117, n. 1-2, p. 188-193, 1990.

THEISEN, D. et al. Muscle activity onset prior to landing in patients after anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. **PloS one**, v. 11, n. 5, p. e0155277, 2016.

VAN TIGGELEN, D. et al. Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 6, p. 1099-1105, 2009.

VIEIRA, T. et al. Does electrode location affect the estimation of onset and degree of medial gastrocnemius activity during gait? **Gait & posture**, v. 57, n. 3, p. 32-32, 2017.

VIGOTSKY, A. D. et al. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. **Frontiers in physiology**, v. 8, p. 985, 2018.

VOIGHT, M. L.; WIEDER, D. L. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction: an electromyographic study. **The American journal of sports medicine**, v. 19, n. 2, p. 131-137, 1991.

WARD, S. R. et al. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 467, n. 4, p. 1074-1082, 2009.

WITVROUW, E. et al. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 24, n. 3, p. 160-165, 1996.

WONG, Y. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? **Physical therapy in sport**, v. 10, n. 2, p. 71-74, 2009.