

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E
DESEMPENHO FÍSICO-FUNCIONAL

Renata Cristina de Oliveira

É possível discriminar a preferência lateral por meio da eletromiografia?

- Uma revisão sistemática de escopo

Juiz de Fora

2023

Renata Cristina de Oliveira

É possível discriminar a preferência lateral por meio da eletromiografia?

- Uma revisão sistemática de escopo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional. Área de concentração: Desempenho e Reabilitação em diferentes condições de saúde.

Orientador: Dr. Diogo Simões Fonseca

Coorientador: Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Juiz de Fora

2023

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

de Oliveira, Renata Cristina.

É possível discriminar a preferência lateral por meio da eletromiografia? : Uma revisão sistemática de escopo / Renata Cristina de Oliveira. -- 2023.

77 f.

Orientador: Diogo Simões Fonseca

Coorientador: Marco Antonio Cavalcante Garcia

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Fisioterapia. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional, 2023.

1. Ativação muscular. 2. Contração muscular. 3. Dominância. I. Simões Fonseca, Diogo, orient. II. Cavalcante Garcia, Marco Antonio, coorient. III. Título.

RENATA CRISTINA DE OLIVEIRA

É possível discriminar a preferência lateral por meio da eletromiografia? - Uma revisão sistemática de escopo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional. Área de concentração: Desempenho e Reabilitação em Diferentes Condições de Saúde

Aprovada em 14 de abril de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Diogo Simões Fonseca - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia- Coorientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Felipe Costa Alvim

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Profa. Dra. Silvana Terezinha Faceroli
Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro

Juiz de Fora, 13/04/2023.



Documento assinado eletronicamente por **Diogo Simoes Fonseca, Professor(a)**, em 14/04/2023, às 15:24, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marco Antônio Cavalcanti Garcia, Professor(a)**, em 17/04/2023, às 12:17, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Felipe costa Alvim, Usuário Externo**, em 18/04/2023, às 10:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Silvana Terezinha Faceroli, Usuário Externo**, em 19/04/2023, às 18:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **1234157** e o código CRC **5F859CC5**.

AGRADECIMENTOS

Obrigada a Deus!

Aos meus amores Fabiano, Gabriel e Arthur pela ajuda nesse desafio, pela paciência, carinho e cuidado!

Aos meus pais e irmãos que sabem de nossas origens e da força necessária para chegar nesse ponto do caminho!

Aos meus orientadores Prof. Dr. Diogo Simões Fonseca e Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia pelas orientações, acolhimento e amizade.

Aos colegas de trabalho que nas brincadeiras e sorrisos tornaram o momento mais leve!

Aos pacientes que nos mostram a cada dia que a dor muitas vezes não traz opção, mas como passar pelo sofrimento é uma escolha consciente!

A querida Heloisa que, com seu dinamismo, ajudou a suavizar o caminho!

A Faculdade de Fisioterapia por possibilitar a ampliação do conhecimento auxiliando na construção de uma sociedade melhor!

RESUMO

A preferência lateral ou lado dominante é o uso mais frequente de um dos lados do corpo, tratando-se de comportamento motor, na realização de uma tarefa. Tendo em vista que a eletromiografia (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular, o objetivo desse trabalho foi identificar, a partir da literatura, propriedades relacionadas ao recrutamento muscular e ao seu monitoramento por meio desta técnica que pudessem sugerir evidências na discriminação do controle motor entre os lados dominante e não dominante. Para compor essa revisão de escopo, 30 artigos foram selecionados e retirados de 9.479 estudos encontrados nas bases de dados SCOPUS, Pubmed, Web of Science, Lilacs e EBSCO. Foram extraídas as seguintes informações: ferramenta utilizada para avaliar a lateralidade, delineamento do estudo, segmento corporal analisado e tipo de análise do sinal eletromiográfico e a relação entre EMG e lateralidade encontrada. Para avaliação de lateralidade, o Inventário de Lateralidade de Edimburgo foi o mais utilizado para membros superiores e a ação “perna que chuta a bola” para membros inferiores. Nos delineamentos dos estudos, a avaliação de lateralidade foi realizada majoritariamente em membros superiores, com grande variedade de músculos analisados em razão dos diferentes protocolos experimentais e objetivos de pesquisa. Foram encontrados resultados com diferenças estatisticamente significativas nos padrões da análise do sinal EMG para o lado preferencial em vinte artigos no domínio do tempo, três no domínio da frequência e três em eletromiografia invasiva. Os trabalhos mostraram que o diagnóstico de lateralidade pela leitura do EMG é relativo a depender do método de análise utilizado: amplitude integrada e normalizada, amplitude do sinal bruto, taxa de disparos das unidades motoras, raiz média quadrática (RMS) e conteúdo em frequência, assim como, pela natureza das tarefas utilizadas nos estudos (tempo de reação, tarefa estática e dinâmica). No domínio do tempo, os resultados significativos sugerem uma tendência de menor magnitude da amplitude EMG em membros superiores preferenciais, sugerindo uma possível consolidação desses grupos musculares pelo contínuo uso nas atividades diárias. O valor RMS apresentou proporção maior de resultados nesse sentido. No domínio da frequência os três artigos apresentaram resultados significativos para o lado preferencial, apresentando redução menos pronunciada da frequência mediana em membros superiores e, também, sugerindo uma tendência a fatigar mais lentamente e a ter menor falha na ativação. Os artigos de EMG invasiva sugerem uma melhor adaptação do membro superior preferencial com melhor sincronia nas taxas de disparo e menor limiar para o recrutamento da unidade motora nos membros superiores. As análises EMG aqui selecionadas foram, na sua maioria, para os membros

superiores e sugerem uma melhor adaptação, com melhor consistência de sinergias e uma tendência a fadigar mais lentamente para o lado preferencial. As análises dos dados de músculos, como o bíceps e primeiro interósseo, tendem a indicar esse ajuste. Em membros inferiores, os três artigos selecionados sugerem que o menor tempo de reação do lado não preferencial apresentado na EMG seria uma adaptação como forma de proteção desse lado. Dessa forma, conclui-se que discriminar a lateralidade pela EMG depende do método de análise utilizado.

Palavras-chaves: Ativação muscular. Contração muscular. Dominância. Eletromiografia. EMG. Lateralidade.

ABSTRACT

The lateral preference or dominant side is the most frequent use of one side of the body, in the case of motor behavior, in performing a task. Given that electromyography (EMG) is a technique of monitoring electrical activity of the muscle, the purpose of this work was to identify, from the literature, properties related to muscle recruitment and its monitoring through this technique that could suggest evidence in discrimination of motor control between dominant and non-dominant sides. To compose this scope review, 30 articles were selected and taken from 9,479 studies found in the Scopus, PubMed, Web of Science, Lilacs and EBSCO databases. The following information was extracted: tool used to evaluate laterality, study design, analyzed body segment and type of electromyographic signal analysis and the relationship between EMG and the laterality found. For laterality evaluation, the Edinburgh Handedness Inventory was the most used for upper limbs, and the action “leg that kicks the ball” for lower limbs. In the study designs, the laterality evaluation was performed mostly on upper limbs, with a wide variety of muscles analyzed due to the different experimental protocols and research goals. Results with statistically significant differences in the EMG signal analysis patterns for the preferred side were found in twenty articles in the time domain, three in the frequency domain and three in invasive electromyography. The studies showed that the diagnosis of laterality by reading the EMG is related to the method of analysis used: integrated and normalized amplitude, gross signal amplitude, motor unit shooting, root mean square (RMS), and frequency content, as well as the nature of the tasks used in the studies (reaction time, static and dynamic task). In the time domain, significant results suggest a tendency of less magnitude of EMG amplitude in preferred upper limbs, suggesting a possible consolidation of these muscle groups by continuous use in daily activities. The RMS value presented greater proportion of results in this regard. In the frequency domain, the three articles presented significant results for the preferred side, showing less pronounced reduction in median frequency on upper limbs, and, also, suggesting a tendency to release more slowly and have less activation failure. Invasive EMG papers suggest a better adaptation of the preferred upper limb with better synchronization in firing rates and lower threshold for the motor unit recruitment in the upper limbs. EMG analyzes selected here were, mainly, for upper limbs and suggest better adaptation, with better synergies and a slowly tendency to fatigue on the preferential side. Muscle data analysis, such as biceps and first interosity, tend to indicate this adjustment. In lower limbs, the three selected articles suggest that the shortest reaction time on the non-preferred side presented at EMG would be an adaptation as a form of protection on this

side. Thus, it is concluded that discriminating laterality by EMG depends on the analysis method used.

Keywords: Dominance. Electromyography. EMG. Laterality. Muscle activation. Muscular contraction.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Transmissão sináptica: somação espacial e temporal22
- Figura 2 - Diagrama de blocos mostrando cada uma das principais etapas da aquisição de eletromiografia de superfície24
- Fluxograma 1 - Artigos selecionados30
- Fluxograma 2 - Músculos utilizados pelos artigos33
- Gráfico 1 - Natureza e proporções das tarefas utilizadas nos protocolos experimentais analisados34
- Quadro 1 - Estudos que apresentaram diferenças estatisticamente significantes nos domínios do tempo e frequência38
- Quadro 2 - Diferenças encontradas no domínio de tempo e da frequência nos artigos selecionados39
- Quadro 3 - Nível de ativação para amplitude médias, integradas, retificadas e normalizadas42
- Quadro 4 - Nível de ativação para amplitude bruta43
- Quadro 5 - Nível de ativação para RMS44
- Quadro 6 - Nível de ativação para frequência44
- Quadro 7 - Nível de ativação para eletromiografia invasiva45
- Quadro 8: Tarefa experimentais com o mesmo músculo e nível de ativação72
- Quadro 9: Tarefa dinâmica e nível de ativação73
- Quadro 10: Tarefa estática e ativação muscular74
- Quadro 11: Tarefa tempo de reação e nível de ativação76
- Quadro 12: Tarefa experimental de controle postural associado aos movimentos dos membros e nível de ativação77

LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Ferramentas para investigação de preferência lateral pelos artigos31

Tabela 2 - Complexos articulares testados e porcentagem relativa à contração voluntária máxima utilizada nos testes de membros superiores35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CVM	Contração voluntária máxima
EMG	Eletromiografia
IEMG	Sinal eletromiográfico integrado
MDF	Mediana
MNF	Frequências médias
RMS	Raiz quadrada média
sENG	Eletromiografia de superfície
SENIAM	<i>Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
UMs	Unidades motoras
WFQ-R	<i>Waterloo Footedness Questionnaire-Revised</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	15
2.1	OBJETIVOS SECUNDÁRIOS	15
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
3.1	LATERALIDADE	16
3.2	CONTROLE DO MOVIMENTO E LATERALIDADE	18
3.3	MECANISMOS DE GRADAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR	21
3.4	ELETROMIOGRAFIA	23
3.3.1	Instrumentação	23
3.3.2	Análise no Domínio do Tempo	25
3.3.3	Análise no Domínio da Frequência	27
3.3.4	Técnicas de Normalização	27
4	METODOLOGIA	29
4.1	ESTRATÉGIA DE BUSCA	29
4.2	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	29
5	RESULTADOS	30
5.1	QUESTIONÁRIOS DE LATERALIDADE	31
5.2	ASPECTOS DA FISIOLOGIA E MORFOLOGIA MUSCULAR	32
5.3	TAREFAS MOTORAS UTILIZADAS NOS PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS	34
5.4	REGISTRO E ANÁLISE DO SINAL DE EMG	36
5.4.1	Eletrodos: Tipos, Configuração dos Eletrodos e Distância	36
5.4.2	Dados Eletromiográficos e Lateralidade	37
6	DISCUSSÃO	46
6.1	ANÁLISES NO DOMÍNIO DO TEMPO	46
6.2	DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA	50
6.3	ELETROMIOGRAFIA INVASIVA	52
6.4	ASPECTO DA MUSCULATURA E ELETROMIOGRAFIA	53
6.5	QUESTIONÁRIOS DE LATERALIDADE	55
6.6	CONFIGURAÇÃO DA DISTÂNCIA DO ELETRODO	56
7	CONCLUSÃO	58

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS60

APÊNDICE A - Quadro 872

APÊNDICE B - Quadro 973

APÊNDICE C - Quadro 1074

APÊNDICE D - Quadro 1176

APÊNDICE E - Quadro 1277

1 INTRODUÇÃO

Nós, seres humanos, temos preferências por um dos lados do corpo, principalmente em relação aos segmentos corporais, para o cumprimento de tarefas sensório-motoras diversas. Não obstante, é indiscutível a forte influência social, na maior parte das culturas, para o uso da mão direita em suas atividades funcionais diárias (MARCORI; OKAZAKI, 2020). O estudo das diferenças nas capacidades de desempenho das duas mãos, comumente referidas como assimetrias manuais, tem sido um tema de intenso estudo entre pesquisadores de áreas como psicologia, neurofisiologia e controle motor (GOBLE; BROWN, 2008).

A preferência de um dos lados remete, entre outros fatores, ao córtex motor contralateral no controle dos movimentos (GOBLE; BROWN, 2008). As eventuais diferenças entre os lados dominante e não dominante têm sido sugeridas em várias outras ocasiões. Entre estas, podemos mencionar as diferenças no controle de trajetória e estabilização articular em tarefas de alcance e preensão, a partir das quais se sugere um melhor desempenho sensório motor para o lado preferido (SAINBURG, 2014).

A busca pela compreensão de mecanismos adjacentes ao fenômeno da dominância tem explorado, por exemplo, os mecanismos de gradação da força muscular. Sob esta perspectiva, comparações entre os lados dominante e não dominante a partir de medidas de torque isométrico e dinâmico (DIEDERICHSEN et al., 2007; FARINA et al., 2003; YOSHIKAZI et al., 2009), força de preensão (HOCKENSMITH, 2005), perfil eletromiográfico (KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992) e na tipagem das fibras musculares (DE LUCA; SABBAHI; ROY, 1986; FARINA et al., 2003) têm contribuído na interpretação de parte dos mecanismos subjacentes ao fenômeno da lateralidade. Quanto ao perfil eletromiográfico, um sinal capaz de traduzir parte dos mecanismos de gradação da força muscular, sugere-se que eventuais diferenças na tipagem de fibras, entre outros fatores, poderiam revelar diferenças entre os lados preferidos e não preferido.

Outro aspecto a ser considerado, diz respeito ao uso preferencial de partes do corpo em atividades de vida diária. Por exemplo, segundo Springer e Georg (1998), o uso regular dos membros superiores contribuiria mais facilmente para modificações de ordem fenotípica, o que poderia contribuir com diferentes propriedades do sinal mioelétrico. Logo, parece haver um especial interesse em compreender como os membros superiores, especialmente as mãos, comportam-se do ponto de vista biomecânico sob diferentes tarefas motoras (THORNGREN; WERNER, 1979). Por sua vez, os membros inferiores são frequentemente recrutados bilateralmente e a preferência dos membros pode mudar dependendo da complexidade e das

condições ambientais e experimentais (GABBARD; HART, 1996). Adicionalmente, a literatura parece questionar se há diferenças quanto algumas das propriedades musculares entre os membros inferiores dominante e não dominante, mais especificamente quanto à massa muscular e tipos de fibra por exemplo (WILLEMS; PONTE, 2013).

A eventual maior habilidade da mão e pé preferidos em relação ao lado não preferencial traz o questionamento de quais adaptações neuromusculares ocorrem em razão desta distinção. Durante a execução de uma tarefa de preensão, por exemplo, parece haver maior sincronia de unidades motoras no lado preferencial (HOCKENSMITH, 2005). Desta forma, a análise do comportamento das unidades motoras e das taxas de disparos durante a contração muscular poderia nos fornecer dados relevantes relativos a esta diferenciação. Assim, podemos observar que a literatura sugere haver evidências quanto às propriedades neuromusculares entre os lados preferencial e não preferencial, as quais poderiam ser investigadas por meio da eletromiografia. No entanto, com base em nosso conhecimento, parece não haver na literatura, material que analise comparativamente o comportamento neuromuscular em função do segmento corporal e da atividade executada entre os lados dominante e não dominante. Portanto, a busca por uma ou mais “assinaturas” sobre eventuais mecanismos de gradação da força muscular por meio da atividade mioelétrica contribuirá para compreensão dos mecanismos neuromusculares relacionados à lateralidade podendo, inclusive, atuar como ferramenta de caracterização de diferentes perfis de preferência lateral.

2 OBJETIVO

Identificar, a partir da literatura, propriedades relacionadas ao recrutamento muscular e ao seu monitoramento por meio da eletromiografia (EMG) que sugiram evidências na discriminação do controle motor entre os lados dominante e não dominante.

2.1 OBJETIVOS SECUNDÁRIOS

Identificar os desfechos relacionados à EMG utilizados na avaliação dos mecanismos de controle da contração muscular entre os lados dominante e não dominante;

Verificar tarefas motoras propostas para a avaliação eletromiográfica da preferência lateral;

Verificar os instrumentos utilizados para discriminação da preferência lateral utilizados nestes estudos e sua relação com os achados eletromiográficos.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção, serão abordados conceitos teóricos relacionados a lateralidade e eletromiografia de superfície.

3.1 LATERALIDADE

A preferência lateral é o uso mais frequente de um dos lados do corpo, tratando-se de comportamento motor, na realização de uma tarefa (TEIXEIRA, 2006; TEIXEIRA; PAROLI, 2000). A preferência por um dos lados pode ser definida para os membros superiores e inferiores, bem como o tronco, mas também do ponto de vista dos sistemas sensoriais especiais (audição e visão) (MARIM; LAFASSE; OKAZAKI, 2011; TEIXEIRA, 2006). Dessa forma, pode-se classificar uma pessoa como destra, canhota, ambidestra ou com preferência cruzada, de acordo com os diferentes segmentos corporais. Destros são os indivíduos que usam, com maior frequência, o lado direito do corpo, enquanto canhotos apresentam uma preferência pelo lado esquerdo. Os ambidestros são pessoas que não apresentam preferência lateral claramente definida (neutras), ou seja, são capazes de fazer uma tarefa motora com grande eficiência e segurança com ambos os lados do corpo (TEIXEIRA, 2006). Segundo Faquin et al. (2015), alguns indivíduos apresentam preferência lateral cruzada, que é caracterizada quando a preferência entre os segmentos corporais não é a mesma. Neste caso, por exemplo, estas apresentam preferência lateral esquerda para uma dimensão e direita para outra.

A lateralização do comportamento motor é proposta como um processo multifatorial, dinâmico e dependente de determinantes individuais (SERRIEN; IVRY; SWINNEN, 2006), sendo também um dos mais comuns estudos em assimetrias humanas. Teorias genéticas (ANNETT, 1985; MCMANUS, 1985), comportamentais (FAGARD, 2013b) e ambientais (DOMELLÖF; JOHANSSON; RÖNNQVIST, 2011) têm sido amplamente discutidas com o intuito de se esclarecer esse complexo fenômeno.

Ao longo da história, a lateralidade vem sendo estudada sob vários contextos e perspectivas. Desde estudos de 1930, na área do desenvolvimento infantil ao se investigar a fixação de uma mão preferencial por volta dos cinco anos, até estudos relacionados à assimetria dos hemisférios, como o modelo de dominância dinâmico para assimetria do uso das mãos (HATTA, 2007).

Palmer (1964) propôs que a evolução da linguagem na espécie humana se dá em conjunto com o aumento da capacidade de manipular objetos. No entanto, apesar da plausibilidade teórica,

ainda faltam evidências sobre seu desenvolvimento concorrente e relacionado nos primeiros estágios da vida (FAGARD, 2013a). Outro ponto diz respeito aos destros, os quais, invariavelmente, têm a linguagem relacionada ao hemisfério esquerdo, enquanto os canhotos parecem não a manifestar da mesma maneira. Hatta (2007) observou forte relação entre o índice de lateralidade para canhotos e maior ativação do hemisfério direito nas tarefas de linguagem por meio da ressonância magnética. Entretanto a literatura parece carecer de evidências dessas associações, uma vez que diferentes redes neurais estão associadas a cada um desses processos, pois subsistemas distintos medeiam a fala, o gesto e a execução manual de tarefas (HÄBERLING; CORBALLIS; CORBALLIS, 2016; HAMMOND, 2002).

Fatores genéticos também foram estudados a fim de se compreender a determinação da preferência lateral. O modelo de hipóteses genéticas de Annett (1985) sugere um alelo (RS+) para a dominância hemisférica assimétrica, favorecendo o lado esquerdo do cérebro e, portanto, influenciando o uso preferencial da mão direita. Já o outro gene (RS-) permite que a dominância seja definida aleatoriamente, não favorecendo nenhum lado (ANNETT, 1985). Outro modelo genético foi desenvolvido por McManus (1985), que sugere a existência de um gene (D) para o hemisfério esquerdo para a fala e lateralidade e um gene (C) que codifica simetrias alternadas. No entanto, esses modelos se mostraram insatisfatórios ao se tentar encontrar e isolar um único gene como principal responsável pela dominância hemisférica ou assimetria manual (GOBLE; BROWN, 2008; OCKLENBURG; BESTE; GÜNTÜRKÜN, 2013). Além disso, a literatura não apresenta explicação adequada para gêmeos monozigóticos com diferentes mãos preferenciais (GOBLE; BROWN, 2008; JANSEN, 2004). Por fim, é importante mencionar que a epigenética abre novas portas para a investigação da lateralidade motora, manual e podal ao propor que alguns traços e características comportamentais possam ser herdados por meio de mudanças na expressão gênica sem alterar as sequências de nucleotídeos (JAENISCH; BIRD, 2003), ou seja refutando a ideia de que os genes são imutáveis e determinantes. É

importante destacar que os modelos anteriores eram baseados em modulações de um único gene para influência da lateralidade. No entanto, provavelmente 30–40 genes podem contribuir para a aquisição de determinada preferência lateral (ARMOUR; DAVISON; MCMANUS, 2013).

Considerando as influências culturais e sociais, é inevitável falar que o mundo em suas concepções de equipamentos, ferramentas e hábitos são construídos para a utilização da mão direita. Porém, inúmeros autores (GOBLE; BROWN, 2008; PERELLE; EHRMAN, 2005; RAYMOND; PONTIER, 2004; SCHMITZ et al., 2017) reforçam que não podemos afirmar apenas a influência dos aspectos ambientais para definir a lateralidade, havendo sempre que considerar a contribuição genética. Um exemplo da influência cultural foi o crescimento de escritores canhotos nos Estados Unidos entre 1930 e 1970, isto é, de 2% para 11%. Atribui-se este aumento a uma menor pressão social para induzir a escrita à mão a partir da mão direita (LEVY, 1976). Por outro lado, sociedades do Oriente Médio e da Índia proíbem o uso da mão esquerda para funções sociais (por exemplo, cumprimentar, comer, escrever) e sugerem que restringir a mão esquerda de uma criança elimine a tendência em ser canhoto (PERELLE; EHRMAN, 2005). Entretanto, apesar das influências sociais e comportamentais, como exemplo, do cumprimento manual, na maior parte das vezes, ser realizada pela mão direita, observa-se variações geográficas de lateralidade em relação a proporção de canhotos e destros (KOMAI; FUKUOKA, 1934; RAYMOND; PONTIER, 2004). Raymond e Pontier (2004) analisaram variações geográficas na lateralidade, verificando diferenças significantes na prevalência de canhotos entre 13 países para atividades de arremesso e uso de machado, variando de 5% no Japão (KOMAI; FUKUOKA, 1934) a 27% na França (PERELLE; EHRMAN, 1994).

Portanto, o estudo da lateralidade envolve o entendimento dos aspectos ambientais, comportamentais, neuromusculares, genéticos e culturais de cada pessoa. Neste sentido este trabalho irá destacar os aspectos neuromusculares relacionados à lateralidade.

3.2 CONTROLE DO MOVIMENTO E LATERALIDADE

O estudo do controle motor é o estudo da causa e natureza do movimento, abrangendo tanto o movimento quanto o controle postural. Está relacionado com a estabilização do corpo

no espaço, ou seja, com o controle postural e equilíbrio, e com o movimento do corpo no espaço ou ambiente externo (LATASH et al., 2010).

O controle muscular é um processo complexo que converte um sinal de controle elétrico na gradação da força muscular. Uma contração começa com um sinal neural - um potencial de ação, que chega ao longo de um neurônio na medula espinhal para uma fibra muscular alvo. Quando um potencial de ação chega à junção da fibra neural e uma célula muscular, desencadeia uma sequência de efeitos físico-químicos que acabam por levar a alterações no potencial de membrana na célula muscular (LATASH, 2008).

A produção de força em um músculo é regulada pelo recrutamento de unidades motoras e pela modulação das taxas de disparo das unidades motoras recrutadas, ocorrendo o recrutamento inicial das unidades motoras de baixo limiar, seguidas da de alto limiar (“*Onion-skin*” mechanism). Além disso, quanto menor o motoneurônio maior a suscetibilidade a descarga (DE LUCA, 1994). Tais observações seguem o princípio de tamanho de recrutamento de motoneurônios de Henneman, que sugere que os motoneurônios são recrutados de maneira ordenada, do menor para o maior (ou seja, do limiar mais baixo para o mais alto), devido a qualquer entrada excitatória líquida para o pool de motoneurônios (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965).

Um comando comum emitido pelo sistema nervoso recruta as unidades motoras as quais, como já visto anteriormente, não respondem da mesma forma (DE LUCA, 1994). Além disso, é importante considerar que a ativação muscular está associada ao número de fibras ativadas e não à capacidade de geração de força dessas fibras. Embora a força esteja relacionada à ativação, força e ativação diferem de várias maneiras. A ativação lida apenas com contribuições ativas para a força muscular, não incluindo contribuições de componentes passivos, essencialmente um fator de escala, a ativação não é afetada pelo comprimento e velocidade, enquanto a produção de força é altamente influenciada pelo comprimento e velocidade de contração da fibra (VIGOTSKY et al., 2018).

As observações do comportamento de disparo em unidades motoras humanas sugerem que as taxas de disparo de unidades motoras individuais dentro de um músculo não são independentes. Em vez disso, as taxas de disparo de grupos de unidades motoras dentro de um único músculo tendem a flutuar em fase; pequenos aumentos na taxa de disparo de uma unidade motora ocorrem simultaneamente com aumentos nas taxas de disparo de outras unidades dentro do mesmo músculo (KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992). Se o controle neural dos comportamentos musculares ainda traz necessidade de análises e estudos, as diferenças entre os lados dominantes e não dominantes também são pouco compreendidas. Exemplificando, o

comando comum emitido pelo sistema nervoso central para os neurônios motores que inervam o mesmo ou diferentes músculos entre a mão dominante e a não dominante traz indagações sobre essas interações e neste sentido, Adam, De Luca e Erim (1998) observaram adaptações da mão preferencial que permitem uma efetiva produção de força com baixas taxas de disparos, associadas a alta porcentagem de fibras de contração lenta, além de limiares de recrutamento mais baixo. Por sua vez, Tanaka, McDonagh e Davies (1984) relataram um tempo significativamente mais lento para atingir o pico de tensão no primeiro músculo interósseo dorsal das mãos preferenciais e uma diminuição menor na produção de força em uma tarefa de fadiga.

Como visto acima, a lateralidade tem sido associada a assimetrias em relação ao disparo das unidades motoras humanas entre os membros que sugerem função especializada do lado preferencial e não preferencial (ADAM; DE LUCA; ERIM, 1998; DE LUCA; SABBAHI; ROY, 1986; KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992; MERLETTI; DE LUCA; SATHYAN, 1994; TANAKA; MCDONAGH; DAVIES, 1984). Em relação aos padrões de co-ativação muscular, representando sinergias musculares entre os membros, permanece uma questão em aberto. Investigações sobre as sinergias musculares dos membros superiores proximais, ombro e cotovelo, sugerem pouca evidência de assimetrias entre os membros. As sinergias musculares têm sido definidas como um grupo de músculos que atuam em conjunto como uma única unidade funcional, essenciais durante as atividades da vida diária, permitindo a coordenação e controle motor eficiente ao movimento (LATASH, 2008).

Em um estudo que incluiu indivíduos com preferência de mão esquerda e direita, Duthilleul et al. (2015) observaram que destros e canhotos realizam trajetórias circulares com uma organização muscular diferente número de sinergias musculares dos membros superiores observados durante os movimentos circulares amplos do braço foi semelhante entre os membros dominantes e não dominantes. Em contraste, movimentos mais finos (circundução articular de pequena amplitude) foram associados à maior número de sinergias para o braço preferencial. No estudo de Pellegrino, Coscia e Casadio (2019), as análises das atividades musculares resultaram na identificação de sinergias cuja ativação foi diferente para os lados preferencial e não preferencial e em particular, as tarefas que envolvem o controle de forças resultaram em diferenças maiores. Por fim, os autores sugerem que as diferenças observadas na ativação das respectivas sinergias são atribuídas ao controle neural.

Dentro dos estudos das assimetrias estruturais ou funcionais observadas nos sistemas biológicos, é importante mencionar os estudos de Bagesteiro e Sainburg (2002) propondo o modelo de dominância dinâmica, o qual aborda estratégias diferentes de movimentos de acordo

com o lado preferencial e não preferencial. Dentro dessa abordagem, os autores explicam as assimetrias no desempenho entre as mãos com base em funções lateralizadas de controle motor em cada hemisfério cerebral. O hemisfério cerebral dominante é proficiente em prever e controlar as relações de força entre o corpo e o ambiente (controle dinâmico), enquanto o hemisfério não dominante é proficiente em manter posições de estado estacionárias precisas e minimizar erros potenciais quando exposto a perturbações inesperadas (controle de impedância). Importante mencionar que as propriedades da impedância são representadas pela dinâmica da relação entre pequenas forças e a variação de posição da articulação, quantificado pela massa, viscosidade e rigidez (STROEVE, 1999). Finalizando, de acordo com esse modelo, essas assimetrias neurais de controle são responsáveis também pelas preferências assimétricas da mão em humanos, em que o lado preferencial acarreta uma coordenação mais eficiente e precisa das ações musculares com as forças que surgem entre os segmentos móveis do membro multiarticular, ou força de interações, já o lado não preferencial teria vantagens para o controle posicional, mesmo com cargas inesperadas durante o curso do movimento (SAINBURG, 2014).

3.3 MECANISMOS DE GRADAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

Na contração voluntária a quantidade de força desenvolvida depende do tipo de tarefa pretendida e o nível de exigência na gradação dessa força (FOX, 2004). O sistema nervoso central é o responsável pela ativação dos músculos esqueléticos e a regulação adequada resultará no controle da força proporcional à tarefa motora executada (SALE, 1988). A ativação de uma unidade motora obedece à lei do tudo ou nada, ou seja, um estímulo adequado permite a contração daquelas fibras musculares inervadas pelo mesmo motoneurônio, dessa forma a força de um músculo pode variar dependendo da contração de apenas uma unidade motora ou de várias simultaneamente (FOX, 2004).

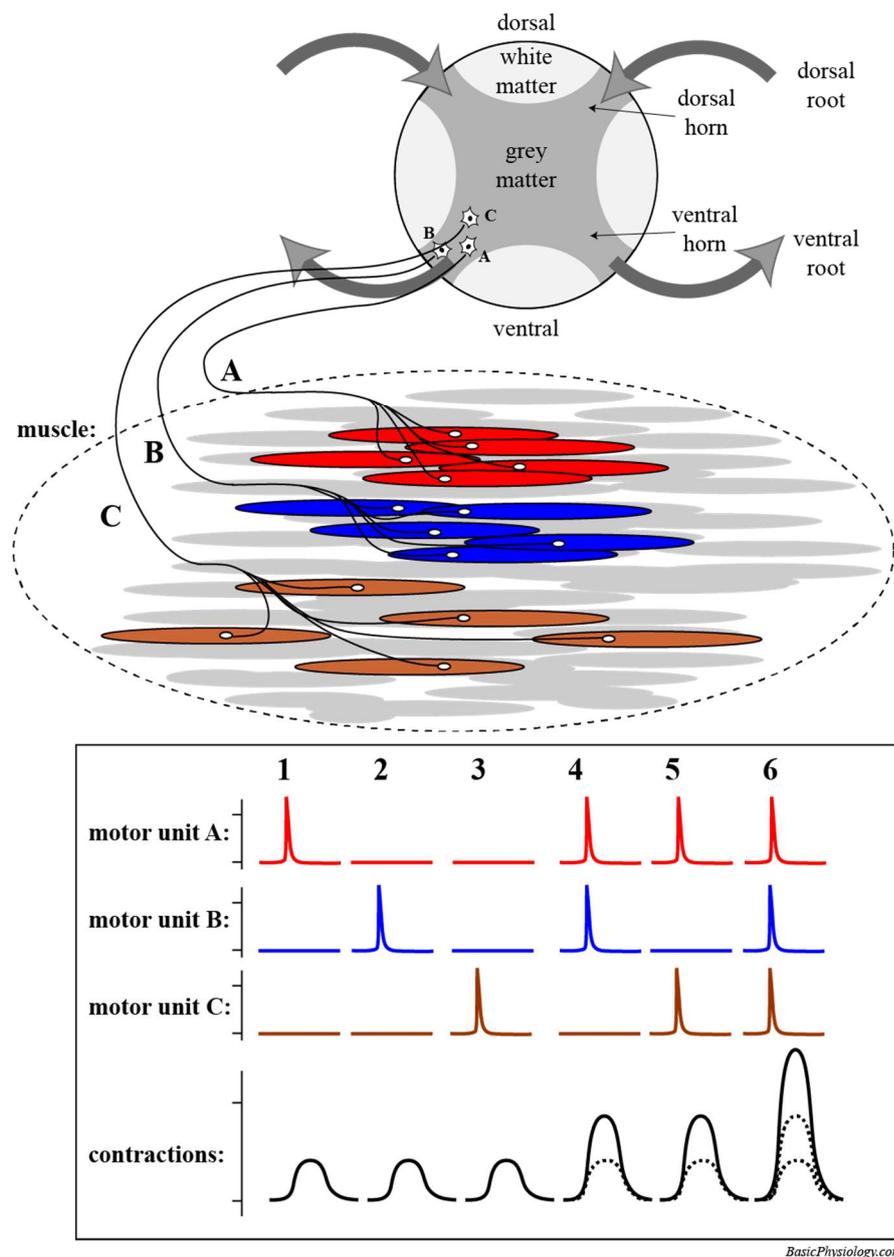
A determinação da força desenvolvida depende tanto do número de unidades motoras que se contraem quanto do tamanho das fibras musculares dentro de cada unidade motora, assim uma das estratégias para aumento da força de contração é a variação do número de unidades motoras recrutadas (FOX, 2004). Em adição ao número de fibras inervadas por um neurônio motor, a taxa na qual o neurônio motor dispara seus potenciais de ação tem uma influência na força que a unidade motora exerce (ENOKA; FUGLEVAND, 2001).

A contração muscular depende da geração do potencial de ação e cada unidade motora responde a um único sinal, entretanto, quanto mais de um sinal chegam à fibra muscular, mais se somam e resulta-se em uma tensão maior do que se respondesse a um único sinal (FOX,

2004). Quando potenciais de ação sequenciais que chegam ao mesmo terminal sináptico são somados, ocorre a somação temporal; no caso da soma de potenciais de ação que chegam a diferentes terminais sinápticos que estejam localizados suficientemente próximos é chamado de somação espacial (ASTRAND, 2006). A figura 1 exemplifica a somação espacial.

A EMG permite a compreensão parcial de fenômenos relacionados ao controle motor por meio do estudo da ativação muscular. A magnitude e densidade do espectro de potências do sinal eletromiográfico são influenciados por esses dois importantes mecanismos: recrutamento das unidades motoras e a frequência da taxa de disparo, sendo essas as principais estratégias de controle para ajustar o processo de contração e modular a força de músculos envolvidos nas tarefas. Em resumo, pode-se dizer que o sinal EMG reflete as características de recrutamento e disparo das unidades motoras detectadas dentro do músculo medido (KONRAD, 2005). Desta forma, os aspectos relacionados ao controle motor e a lateralidade abordados neste trabalho serão discutidos considerando achados obtidos por meio da EMG.

FIGURA 1 - Unidade motora e somação espacial



Legenda: Apresentadas três unidades motoras (três neurônios motores A, B e C e suas respectivas fibras musculares; vermelha, azul e marrom), todas localizadas no mesmo músculo. Se o neurônio motor A dispara, as fibras musculares vermelhas se contraem. Se o neurônio motor B ou C disparar, as fibras azuis ou marrons se contraem (gráfico 1, 2 e 3). Se dois neurônios disparam simultaneamente (situações 4 e 5), ambos os grupos de fibras musculares se contraem, causando uma contração mais forte. Este efeito é chamado somação espacial.

Fonte: Wim Lammers (2021).

3.4 ELETROMIOGRAFIA

A EMG é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular, representando a medida de tensão elétrica dos potenciais de ação do sarcolema em função do tempo. O sinal

eletromiográfico é a soma de todos os sinais detectados em certo volume muscular delimitado pelos eletrodos de captação, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso (CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

3.4.1 Instrumentação

O sinal de EMG captado no corpo humano é um sinal analógico que deve ser convertido para sinal digital pelo computador. Para tanto, certos parâmetros devem ser ajustados para a aquisição do sinal de EMG. Os principais parâmetros são a frequência de amostragem, a colocação dos eletrodos, a aplicação e o uso de filtros (analógicos ou digitais) no processamento dos sinais.

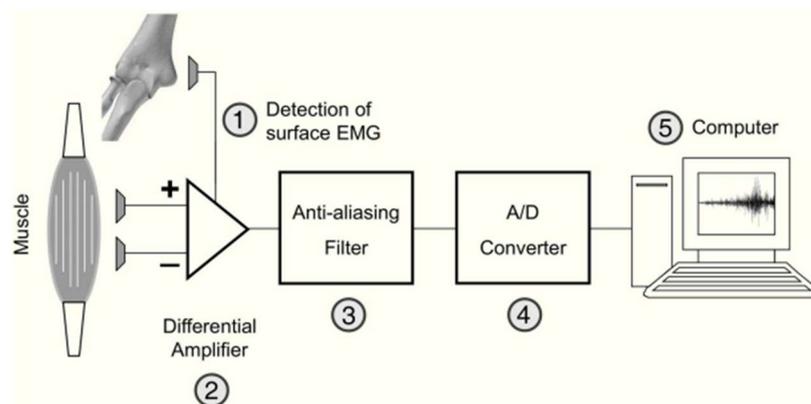
A frequência de amostragem de um sinal de qualquer natureza tem relação direta com a banda de frequências que compõem o mesmo. O espectro de potências do sinal de EMG de superfície contém frequências predominantemente entre 20 e 500 Hz. Segundo o teorema de Nyquist, a correta reconstrução digital de um sinal deve se basear em uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. Portanto, considera-se 1000 Hz ou acima como frequência de amostragem mínima para a amostragem do sinal de EMG de superfície (DELSYS, 2006; HERMENS et al., 2000). A recomendação do projeto *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) é de que os sinais sejam adquiridos em 2000 Hz por canal (DELSYS, 2006).

Os eletrodos de captação do sinal de eletromiografia podem ser do tipo invasivo ou de superfície. Os eletrodos invasivos são utilizados para avaliação de músculos profundos ou pequenos e proporcionam uma pequena área de detecção (DE LUCA, 1997). Os eletrodos de superfície detectam a corrente elétrica gerada pela despolarização das fibras musculares na interface pele-eletrodo. São compostos por um sistema Ag-AgCl associado a um gel condutor segundo a iniciativa SENIAM (HERMENS et al., 2000). Eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados, e a distância entre as superfícies de detecção recomendada é de 20 mm de centro a centro dos eletrodos. Outro ponto importante é o tamanho e a forma das superfícies de detecção do eletrodo. Quanto maior o tamanho da superfície de detecção, maior a amplitude do sinal EMG detectado e menor o ruído elétrico que será gerado na interface entre a pele e a superfície de detecção. No entanto, há maior risco de detecção de sinais de outros músculos adjacentes, processo conhecido como *cross-talk* (DELSYS, 2006; HERMENS et al., 2000; MARCHETTI; DUARTE, 2006). A influência da impedância pele/eletrodo diminui com a

limpeza da pele, com a remoção dos pelos e leve abrasão para remoção de células mortas (HERMENS et al., 2000; WINTER, 1990), melhorando a aquisição do sinal EMG. A figura 2 apresenta o diagrama de blocos simplificado de aquisição de eletromiografia de superfície (sEMG).

Quanto ao local de colocação do eletrodo este deve ser posicionado entre a zona de inervação e a junção músculo-tendão, que pode ser tanto proximal quanto distal dependendo do músculo sob investigação (HERMENS et al., 2000). A região do ponto motor contém a zona de inervação muscular e, a partir dela, os potenciais de ação viajam em ambos os sentidos das fibras musculares. Sendo assim, a detecção diferencial nesta região pode ser nula. Além disso, deve-se observar que o potencial de ação segue na direção das fibras musculares, assim, o eletrodo deve ser alinhado de tal forma para a melhor obtenção do sinal de sEMG (HERMENS et al., 2000).

Figura 2 - Diagrama de blocos mostrando cada uma das principais etapas da aquisição de eletromiografia de superfície



Legenda: (1) a detecção de potenciais mioelétricos com eletrodos de superfície e um eletrodo de referência, esquematicamente ilustrado no epicôndilo medial do úmero; (2) a amplificação de tais potenciais com amplificadores diferenciais; (3) filtragem analógica dos potenciais amplificados para evitar distorções e, por fim; (4) a amostragem da eletromiografia de superfície em valores de voltagem digital a serem armazenados em um computador (5).

Fonte: Garcia e Vieira (2011).

Para músculos mais profundos (cobertos por músculos ou ossos da superfície), eletrodos invasivos são preferidos para investigar camadas musculares mais profundas. Os fios de gancho pareados ou únicos esterilizados são inseridos por agulhas ocas e sua localização adequada pode ser determinada por meio de estimuladores elétricos ou imagens de ultrassom (KONRAD, 2005).

Para a remoção de ruídos no sinal, é recomendado o uso de filtros digitais. Entre estes, o filtro passa bandas (20-500 Hz) do tipo *butterworth* de 2 ordem é o mais utilizado. Em casos de ruídos relativos à rede elétrica, filtros do tipo Notch na frequência da rede, 60 Hz no caso do Brasil, são recomendados. Cabe destacar que o uso deste filtro compromete componentes do sinal que tenham a mesma frequência da rede. Neste caso, o uso de equipamentos alimentados por baterias é altamente desejável para evitar o ruído no sinal relativo à rede elétrica (HERMENS et al., 2000).

Dentre os métodos de processamento de sinal utilizados para a interpretação do sinal EMG, é possível observar parâmetros extraídos nos domínios do tempo, da frequência ou ambos. Variações em amplitude e o conteúdo em frequência do sinal de EMG são as principais informações extraídas nestes dois domínios.

3.4.2 Análise no Domínio do Tempo

A informação representada no domínio temporal provê modulações no perfil de contração através de parâmetros extraídos da amplitude do sinal EMG ao longo do tempo. Cada amostra do sinal indica o que está acontecendo em determinado instante, e o nível de tal evento. A amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON, 2004). As variações na amplitude dos sinais de EMG e da força muscular não são simultâneas e lineares. Os índices de amplitude dos eletromiogramas de superfície refletem o grau de ativação muscular, podendo indicar a intensidade das contrações musculares, visto na distribuição superficial da atividade mioelétrica resultante da soma dos potenciais de ação das unidades motoras (GARCIA; VIEIRA, 2011).

A amplitude do sinal de EMG pode ser quantificada por diversas formas de processamento, entre elas, pela retificação do sinal, por meio da obtenção de seu envoltório linear, pelo cálculo da raiz quadrada média (valor RMS), ou pela integração da área do sinal (DE LUCA, 1997).

A retificação do sinal consiste em tomar o valor absoluto do sinal EMG, ou seja, utilizar o valor em módulo das fases negativas (*full-wave*) ou remover os valores negativos do sinal bruto (*half-wave*) (KONRAD, 2005).

Para a obtenção do envoltório linear, pode-se aplicar um filtro de média móvel sobre a série temporal do sinal suavizando as flutuações do sinal. O padrão de interferência da EMG é de natureza aleatória, devido ao fato de que o conjunto real de unidades motoras recrutadas

muda constantemente dentro das unidades motoras disponíveis e da maneira arbitrária como os potenciais de ação da unidade motora se superpõem. Dessa forma, uma medida da EMG bruta não pode ser reproduzida uma segunda vez de forma precisa e, para resolver esse problema, a parte não reproduzível do sinal é minimizada pela aplicação de algoritmos de suavização digital que descrevem a tendência média do desenvolvimento do sinal (KONRAD, 2005). O nível de atividade investigado, o sinal retificado, pode ser suavizado por um filtro passa-baixa para suprimir flutuações de alta frequência, permitindo uma avaliação clara da amplitude do sinal EMG. Assim, o envoltório linear é um tipo de média móvel que indica a magnitude do sinal EMG. A exata seleção das frequências de corte de um filtro é arbitrária e depende de sua aplicação, embora existam recomendações entre 3 a 50 Hz (KONRAD, 2005; ROBERTSON, 2004). Em atividades de curta duração, geralmente se usam frequências de corte em torno de 10 Hz, embora a resolução das características das altas frequências do sinal seja atenuada (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Uma das técnicas que avalia o nível de atividade do sinal EMG é chamado *de root mean square* ou raiz quadrada média (RMS). Para estimar o valor RMS de um sinal durante toda sua ocorrência, faz-se necessário definir uma janela temporal de amostras a serem utilizadas no cálculo. Desta forma, para a análise completa do sinal é necessária a definição de janelas temporais que, de forma sucessiva envolvam todas as amostras obtidas. Este janelamento pode também ser realizado com sobreposição. Nesta técnica, a janela seguinte leva em consideração um intervalo de amostras da janela anterior na estimativa, gerando um efeito de sobreposição de janelas. O janelamento móvel típico para o cálculo do valor RMS é de 100 a 200 milissegundos, que se correlaciona com o tempo de resposta muscular (DE LUCA, 1997; KONRAD, 2005).

Um integrador é um equipamento (ou algoritmo computacional) que soma a atividade em um período de tempo. O sinal EMG integrado (IEMG) é também utilizado para avaliar o nível de atividade. O IEMG é a área sob a curva retificada. Entretanto, o IEMG não discrimina ruído ou sinal EMG, e a retificação que antecede a integração distorce a informação (ROBERTSON, 2004).

3.4.3 Análise no Domínio da Frequência

A aplicação da análise de frequência aos eletromiogramas de superfície permite verificar a rapidez com que a atividade mioelétrica muda, consequência da variação na forma dos potenciais de ação das unidades motoras (mudanças em sua velocidade de condução ou

quaisquer outros fatores). Tal fato é observado na representação espectral dos eletromiogramas de superfície (GARCIA; VIEIRA, 2011). Enoka (2000) apresenta três características que influenciam o conteúdo de frequências do sinal de sEMG. São elas: taxa de disparo das unidades motoras (UMs), tempo relativo de disparo dos potenciais de ação por diferentes UMs e forma dos potenciais de ação, sendo esse último o mais significativo fator. Uma das principais razões para os potenciais de ação alterarem sua forma, são as diferentes distâncias entre as fibras ativas e o eletrodo. Quando a forma dos potenciais de ação se altera, seu conteúdo em frequência também muda. Isto acontece frequentemente em contrações até a fadiga, com um declínio dos potenciais de ação em amplitude e aumento em sua duração, alterando desta forma para a esquerda, o espectro de densidade de potência, e conseqüentemente, modificando a média e a mediana das frequências (ENOKA, 2000; HERMENS et al., 2000).

Descritores espectrais são, então, úteis para capturar variações na distribuição de energia das componentes em frequência que compõem o sinal de EMG, especialmente durante tarefas motoras fatigantes. As frequências média (MNF) e mediana (MDF) são exemplos de descritores espectrais comumente usados em sEMG (GARCIA; VIEIRA, 2011).

A análise de frequências envolve a determinação do espectro de frequências via, por exemplo, Transformada Rápida de Fourier e, então, obter a análise de densidade espectral de energia permitindo estimar as frequências média e mediana do sinal, bem como seu comprimento de banda (DE LUCA, 1997). Técnicas de análise espectral são frequentemente utilizadas para descrever as características das frequências do sinal sEMG e as frequências do espectro possuem uma média de aproximadamente 120 Hz, e um valor da mediana em torno de 100 Hz (ROBERTSON, 2004).

3.4.4 Técnicas de Normalização

O sinal EMG não pode ser analisado sem realizar a normalização dos dados, pois a amplitude e frequência do sinal EMG são sensíveis a fatores intrínsecos (tipo de fibra muscular, profundidade, diâmetro, localização dos eletrodos, quantidade de tecido entre o músculo e o eletrodo) e extrínsecos (localização, orientação da área e forma dos eletrodos, assim como a distância entre eles). Assim, para analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização que é a transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Entretanto, pela conhecida variabilidade do sinal, não somente entre sujeitos, mas também fatores como posição do membro, envolvimento de

músculos sinérgicos e esforço voluntário, diferentes técnicas de normalização têm sido desenvolvidas (DE LUCA, 1997). O tipo de normalização mais utilizada é a da contração voluntária máxima (CVM). Nesta técnica, utiliza-se como referência o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima para o músculo em questão (BURDEN; BARTLETT, 1999; WINTER, 1990).

Em movimento altamente padronizados ou ciclos de repetição, como marcha normal ou extensão/flexão isocinética do joelho, é visível uma diferença significativa de sinal é visível no eletromiograma retificado suavizado entre as repetições, devido à natureza aleatória da superposição dos potenciais de ações das unidades motoras, além da variabilidade coordenativa típica da locomoção humana (KONRAD, 2005). Assim, nesses padrões de movimento, como a marcha, o valor de normalização pode ser definido como o pico de cada tentativa ou seu nível médio, sendo este ajustado como 100% (ROBERTSON, 2004).

4 METODOLOGIA

Para a elaboração da presente revisão integrativa, as seguintes etapas foram desenvolvidas: estabelecimento da hipótese e objetivos da revisão; estabelecimento de critérios de inclusão e exclusão de artigos (seleção da amostra); definição das informações extraídas dos artigos selecionados; análise dos resultados; discussão e apresentação dos resultados.

4.1 ESTRATÉGIA DE BUSCA

Para guiar a busca da revisão integrativa, formulou-se a seguinte questão: “A eletromiografia é capaz de discriminar aspectos relativos à lateralidade por meio dos mecanismos de gradação da força muscular adotados pelos lados dominante e não dominante no cumprimento de tarefas motoras?”.

Foram utilizadas as seguintes bases de dados: Scopus, Pubmed, Web of Science, Lilacs e Ebsco. As buscas na literatura foram realizadas até junho de 2020. Os seguintes termos e suas combinações foram utilizados para avaliar os artigos: “*myoelectric signal*”, EMG, *electromyography*, “*surface electromyography*”, “*electromyographic signal*”, “*surface EMG*”, sEMG, EMGs e *electromyogram* associados com “*Side preference*”, *lateralization*, *laterality*, *handedness*, “*Hand preference*”, “*Foot preference*”, *Dominant*, “*dominant arm*”, “*lateral preference*”, “*dominant upper limb*” e “*dominant lower limb*”.

4.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

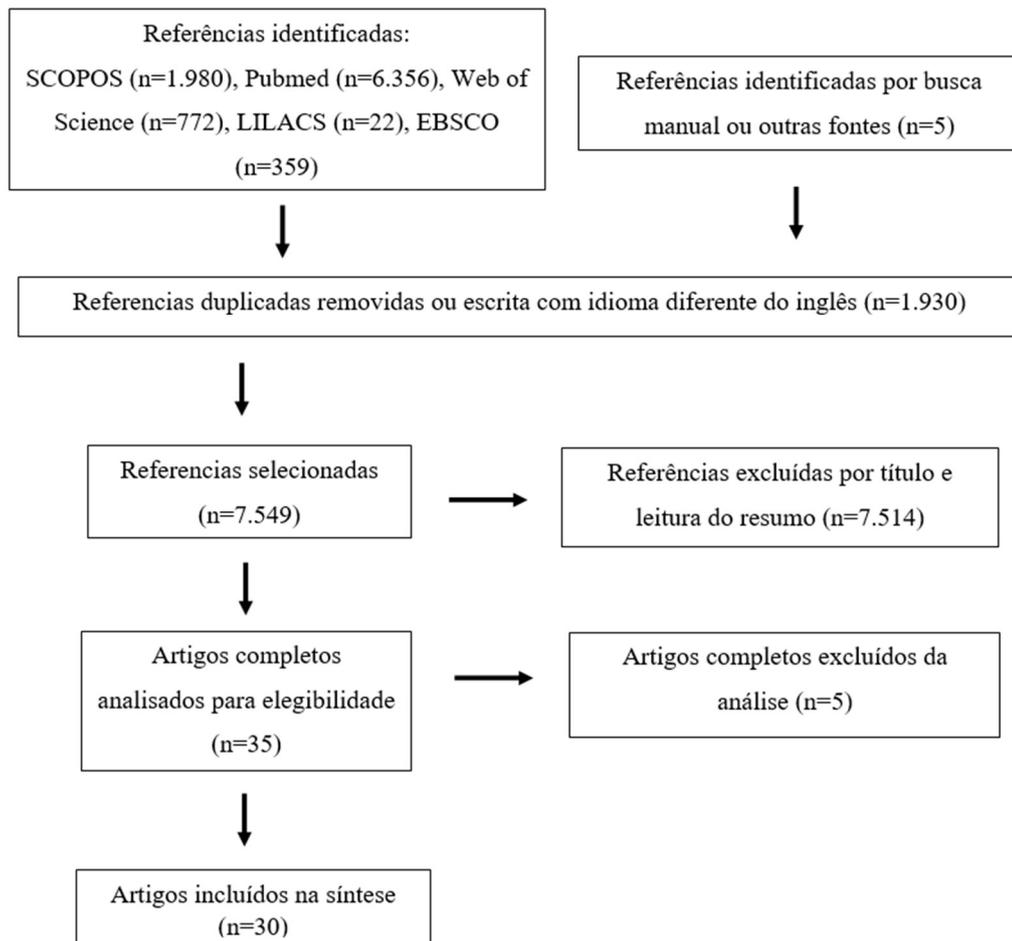
Foram incluídos artigos publicados em português e inglês, com textos completos disponíveis nas bases de dados selecionadas; artigos publicados cujas metodologias adotadas permitissem obter evidências que relacionassem a eletromiografia e a preferência lateral retratada em procedimentos, intervenções ou diretrizes. Apenas artigos com análises exclusivamente em humanos foram incluídos. Estudos que analisaram a lateralidade em grupos com doenças/distúrbios, ou que apresentavam foco no desenvolvimento da linguagem, estudos com desfechos direcionados para área de psicologia, música e artes e estudos educacionais não foram incluídos.

5 RESULTADOS

A partir dos descritores e bases de dados utilizados, em última busca realizada em 21 de agosto de 2020, foram encontrados 9.479, sendo 1.980 na SCOPUS, 6.356 na Pubmed, 772 na Web of Science, 22 no Lilacs e 349 na EBSCO. Entre estes artigos, foram excluídos os repetidos e aqueles com idiomas diferentes do inglês, resultando em 7.549 artigos. Em seguida, 7.438

artigos foram filtrados por meio da leitura de seus títulos e 76 através da leitura do resumo, restando 35 artigos os quais foram selecionados para a leitura completa para elegibilidade e destes 5 artigos foram excluídos, restando 30 artigos incluídos na síntese (Fluxograma 1).

Fluxograma 1 - Artigos selecionados



Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Foram extraídas as seguintes informações a partir dos estudos identificados: ferramenta utilizada para avaliar a lateralidade, delineamento do estudo, segmento corporal analisado e tipo de análise do sinal eletromiográfico e a relação entre EMG e lateralidade encontrada. Esses dados são apresentados abaixo, assim como os principais achados em relação à lateralidade e EMG.

5.1 QUESTIONÁRIOS DE LATERALIDADE

O teste de preferência lateral utilizado na maioria dos artigos, conforme Tabela 1, foi baseado no Inventário de lateralidade de Edinburgh (OLDFIELD, 1971).

Tabela 1 - Ferramentas para investigação de preferência lateral pelos artigos

Inventário de lateralidade	Quantidade de artigos
Mão que usavam para escrever (COREY; HURLEY; FOUNDAS, 2001)	1 (3,3%)
Não Informaram	1 (3,3%)
Edinburgh Handedness Inventory (OLDFIELD, 1971)	15 (50,0%)
Chapman handedness questionnaire (CHAPMAN & CHAPMAN, 1987)	1 (3,3%)
Perna que chuta a bola	6 (20,0%)
Classificação de dominância da mão de Annett (ANNETT, 1970)	1 (3,3%)
Observação de manipulação de objetos no laboratório	1 (3,3%)
Lateralidade previamente descrito (NAKAMURA; SAITO, 1974)	1 (3,3%)
Cita questões do Oldfield, Hull's list	1 (3,3%)
Lateralidade “auto reportada”	1 (3,3%)

Fonte: Elaborada pela autora (2023).

O Inventário de Oldfield (1971) foi o mais utilizado nos trabalhos analisados. Considerando o segmento corporal estudado, dos 24 trabalhos envolvendo membros superiores, 15 artigos (62,5%) deles utilizaram este inventário. Para a análise da preferência lateral em membros inferiores, a “perna utilizada para chutar uma bola” foi o instrumento adotado por

Jacobs et al. (2005), Knight e Weimar (2011), Knight e Weimar (2013), Niu et al. (2011), Şekir, Keles e Gur (2015), Willems e Ponte (2013).

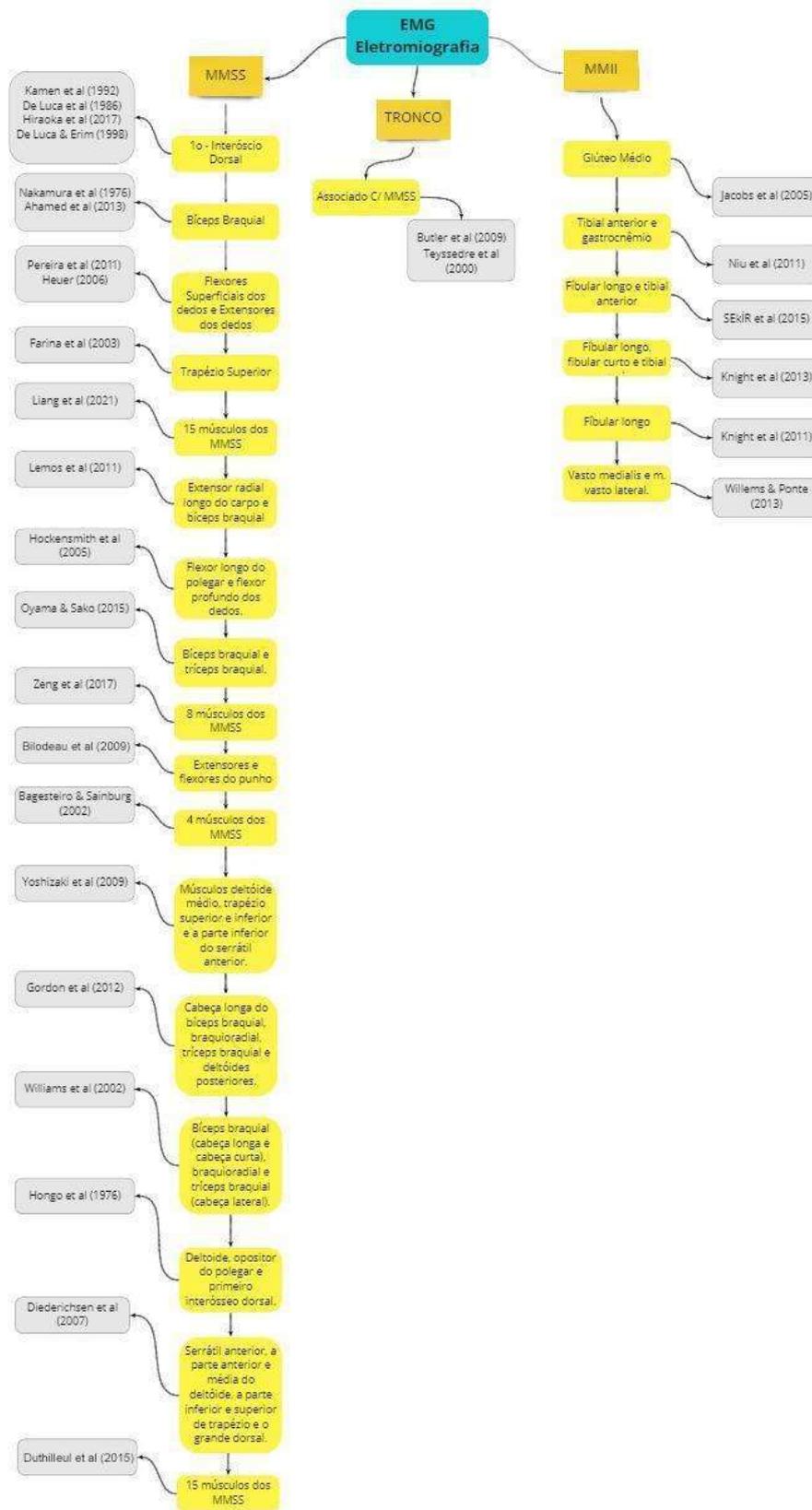
5.2 ASPECTOS DA FISIOLOGIA E MORFOLOGIA MUSCULAR

Os estudos eletromiográficos, considerando a preferência lateral dos participantes, foram majoritariamente realizados em membros superiores (80%), com grande variedade de músculos analisados em razão dos diferentes protocolos experimentais e objetivos de pesquisa. O Fluxograma 2 fornece uma visão geral dos segmentos e músculos utilizados nestes estudos.

Dentre os estudos com protocolos experimentais e objetivos de pesquisa similares, o músculo primeiro interósseo dorsal foi o mais analisado (ADAM; DE LUCA; ERIM, 1998; DE LUCA; SABBABI; ROY, 1986; HIRAOKA et al., 2017; KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992), seguido do músculo bíceps braquial (AHAMED et al., 2013; NAKAMURA; TANIGUCHI; OSHIMA, 1976).

Considerando os estudos os quais analisaram estes dois músculos, foram investigados os desfechos: nível de ativação, frequência de disparos das unidades motoras, e a latência do sinal, isto é, o *onset* (atraso eletromecânico). Para o músculo interósseo dorsal, um dos estudos apresentou menor taxa de disparos e maior latência para o lado preferencial (ADAM; DE LUCCA; ERIM, 1998) e outros dois estudos indicaram maiores sincronias nas taxas de disparos (KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992) e menor latência (HIRAOKA, 2017) para o lado preferencial. De Luca, Sabbahi e Roy (1986) investigaram a frequência de disparos ao longo do tempo e encontraram uma redução menos pronunciada da frequência mediana no lado preferencial com esse apresentando uma tendência a fadigar mais lentamente. Para o músculo bíceps braquial o lado preferencial apresentou menor variabilidade das latências mensuradas (NAKAMURA; TANIGUCHI; OSHIMA, 1976) e a maior ativação muscular (AHAMED et al., 2013). Estes achados estão sumarizados no apêndice A.

Fluxograma 2 - Músculos utilizados pelos artigos

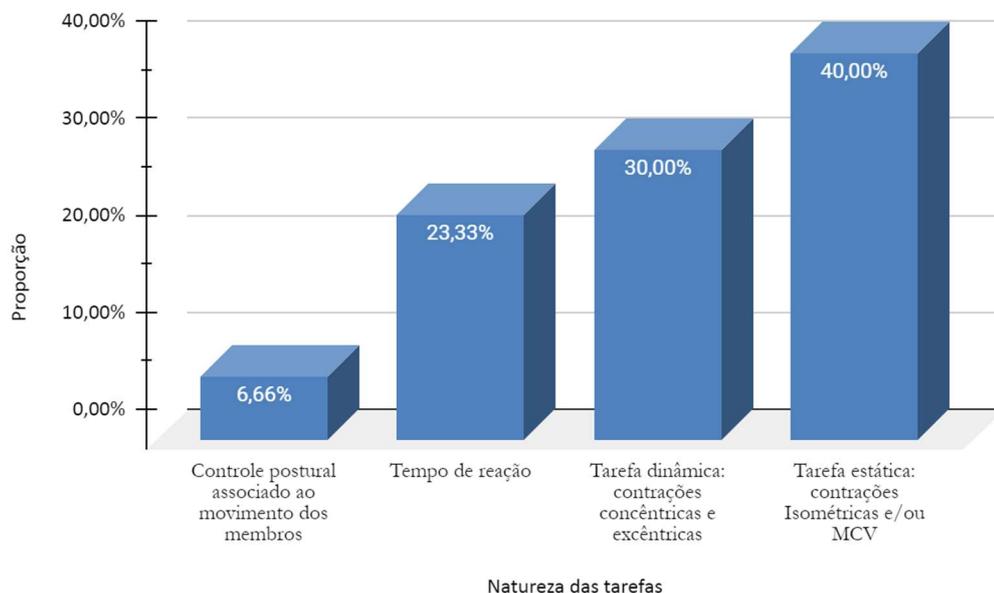


Fonte: Elaborado pela autora (2023).

5.3 TAREFAS MOTORAS UTILIZADAS NOS PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS

Os trabalhos avaliados apresentaram propostas de tarefas experimentais diversas de acordo com os interesses de observação dos autores. O gráfico 1 apresenta os artigos de acordo com as tarefas identificadas. Observa-se que três tipos de abordagem sobressaíram: onze tarefas dinâmicas (30%) com contrações concêntricas e excêntricas, doze tarefas estáticas (40%) com contrações isométricas e sete tarefas com tempo de reação (23,33%). Importante mencionar que o tempo de reação e o controle postural associados ao movimento dos membros também podem ser considerados tarefas dinâmicas, a separação foi didática visto que o tempo de reação indica, nos estudos com esse desenho, o tempo de início da contração do músculo visto pela EMG por um estímulo externo. O controle postural analisou o sinal EMG dos músculos do tronco pela movimentação dos membros dominantes e não dominantes.

Gráfico 1 - Natureza e proporções das tarefas utilizadas nos protocolos experimentais analisados



Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Estudos que abordaram tarefas estáticas com contrações isométricas utilizaram diferentes protocolos variando o complexo articular testado e a porcentagem da contração voluntária máxima no teste. Os protocolos utilizaram de 10 a 80% da contração voluntária máxima em intervalos que variaram de 2 a 30 segundos. Estes dados estão sumarizados na tabela 2.

Tabela 2 - Complexos articulares testados e porcentagem relativa à contração voluntária máxima utilizada nos testes de membros superiores

Estudo	Complexo Articular Testado	Porcentagem da máxima contração voluntária (MCV) e duração de contração
Diederichsen et al. (2007)	Ombros	10% por 4 seg.
Willems e Ponte (2013)	Joelho	17,5% e 22,5% por pelo menos 2 seg.
Gordon et al. (2012)	Ombros	20% sustentada por 20 seg.
De Luca, Sabbahi e Roy (1986)	Mãos	20%, 40%, e 80% por 5 seg.
Kamen, Greenstein e De Luca (1992)	Mãos	30% por 12 seg.
Pereira et al. (2011)	Punho e mãos	30 e 50% por 10 seg.
Addam, De Luca e Erim (1998)	Mãos	30% por 20 seg.
Williams, Sharma e Bilodeau (2002)	Cotovelo	50% pré-fadiga por 5 seg.
Jacobs et al. (2005)	Quadril	50% por 30 seg.

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Sobre a natureza das tarefas utilizadas nos protocolos experimentais analisados, os delineamentos de pesquisa com tarefas dinâmicas utilizaram maioritariamente o segmento de membro superior e análises eletromiográficas no domínio do tempo. Os achados de todos os artigos de tarefa dinâmica (30%) apresentam resultados estatisticamente significantes para o lado preferencial com desfechos de menor ativação mioelétrica para o lado preferencial foram Bagesteiro e Sainburg (2002); Bilodeau et al. (2009); Lemos et al. (2011) e Zeng et al. (2017). Desfechos com maior ativação mioelétrica para o lado preferencial foram Ahamed et al. (2013), Heuer (2006), Yoshizaki et al. (2009) e Zeng et al. (2017). Estes achados estão sumarizados no apêndice B.

Dos doze artigos selecionados com tarefas estáticas e achados estatisticamente significantes no domínio do tempo e observa-se que dois artigos apresentaram maior ativação para o lado preferencial: Gordon et al. (2012) para flexores do cotovelo e deltoide posterior e Diederichsen et al. (2007) em rotação externa, mas este último diferiu com resultado de menor ativação em abdução. Três artigos não apresentaram resultados significativos no sinal EMG no domínio do tempo para lateralidade: Farina et al. (2003), Pereira et al. (2011) e Willems e Ponte (2013). No domínio da frequência, três artigos não apresentaram resultados significativos para o sinal EMG e lateralidade: Jacobs et al. (2005), Willems e Ponte (2013) e Willems, Sharma e Bilodeau (2002), demais artigos no domínio da frequência apresentaram resultados que mostraram maior tendência de fadiga em lado não preferencial: De Luca, Sabbahi e Roy (1986) e Farina et al. (2003). Os três artigos selecionados de eletromiografia invasiva utilizaram tarefas estáticas e resultados significativos no sinal EMG para o lado preferencial. Estes achados estão sumarizados no apêndice C.

Dos sete artigos selecionados com tarefas de tempo de reação, os quais apresentaram resultados com achados significantes, o tempo de reação para o lado preferencial foi menor em Hiraoka et al. (2017) e Hongo et al. (1976), além de mostrar em Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976) uma menor variabilidade na latência, ou seja, apresentou um tempo de resposta mais regular no EMG. Menor latência, menor tempo de reação, também foi observada para o lado não preferencial nos artigos de Knight e Weimar (2013) e Knight e Weimar (2011). Em Niu et al. (2011) observamos maior ativação para o lado não preferencial. Estes achados estão sumarizados no apêndice D.

Os resultados dos trabalhos com tarefas experimentais para controle postural de tronco associado a movimento dos membros inferiores e superiores, observa-se menor ativação em músculos do tronco para movimento de membros superiores preferidos em Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009) e Teyssedre et al. (2000). Estes achados estão sumarizados no apêndice E.

5.4 REGISTRO E ANÁLISE DO SINAL DE EMG

5.4.1 Eletrodos: Tipos, Configuração dos Eletrodos e Distância

Em relação ao tipo de eletrodos, três estudos utilizaram eletrodos invasivos, sendo do tipo microeletrodo de tungstênio de alta impedância (HOCKENSMITH, 2005) e dois com o

eletrodo de agulha quadrifilar (DE LUCA; SABBAHI; ROY, 1986; KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992), sendo os demais estudos eletrodos superficiais.

Em relação a configuração dos eletrodos, cinco estudos não indicaram a distância entre eles (HIRAOKA et al., 2017; LIANG et al., 2021; NAKAMURA; TANIGUCHI; OSHIMA, 1976; OYAMA; SAKO, 2015; ZENG et al., 2017). Demais estudos seguiram a recomendação proposta pelo SENIAM (HERMENS et al., 2000) entre 1 e 2 cm (de centro a centro).

5.4.2 Dados Eletromiográficos e Lateralidade

Nos estudos selecionados, a análise do sinal EMG no domínio do tempo foi mais utilizada, com 24 estudos: Ahamed et al. (2013), Bagesteiro e Sainburg (2002), Bilodeau et al. (2009), Butler, Hubble-Kozey e Kozey (2009), Diederichsen et al. (2007), Duthilleul et al. (2015), Farina et al. (2003), Gordon et al. (2012), Heuer (2006), Hiraoka et al. (2017), Hongo et al. (1976), Knight e Weimar (2011); Knight e Weimar (2013), Lemos et al. (2011), Liang et al. (2021), Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976), Niu et al. (2011), Oyama e Sako (2015), Pereira et al. (2011), Şekir, Keles e Gur (2015), Teyssedre et al. (2000), Willems e Ponte (2013), Yoshizaki et al. (2009) e Zeng et al. (2017).

Seis estudos utilizaram o domínio da frequência: De Luca, Sabbahi e Roy (1986), Farina et al. (2003), Jacobs et al. (2005), Pereira et al. (2011), Willems e Ponte (2013) e Williams, Sharma e Bilodeau (2002).

Dos artigos apresentados acima, três deles realizaram tanto análise no domínio da frequência quanto no domínio do tempo: Farina et al. (2003), Pereira et al. (2011) e Willems e Ponte (2013).

Três artigos selecionados utilizaram eletromiografia invasiva: Adam, De Luca e Erim (1998), Hockensmith (2005) e Kamen, Greenstein e De Luca (1992).

Do total dos 24 artigos no domínio do tempo, 20 (83,33%) apresentaram resultados com alguma diferença estatisticamente significativa nos padrões da análise do sinal EMG adquirido em função do tempo: Ahamed et al. (2013), Bagesteiro e Sainburg (2002), Bilodeau et al. (2009), Butler, Hubble-Kozey e Kozey (2009), Diederichsen et al. (2007), Duthilleul et al. (2015), Gordon et al. (2012), Heuer (2006), Hiraoka et al. (2017), Hongo et al. (1976), Knight e Weimar (2011); Knight e Weimar (2013), Lemos et al. (2011), Liang et al. (2021), Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976), Niu et al. (2011), Oyama e Sako (2015), Teyssedre et al. (2000), Yoshizaki et al. (2009) e Zeng et al. (2017).

No conteúdo das frequências, três (50%) artigos do total de seis, mostraram diferenças significativas: De Luca, Sabbahi e Roy (1986), Farina et al. (2003), Pereira et al. (2011).

Estudos que apresentaram diferenças significantes nos domínios do tempo e frequência na eletromiografia de superfície, estão sumarizados no quadro 1.

Quadro 1 - Estudos que apresentaram diferenças estatisticamente significantes nos domínios do tempo e frequência.

Domínio do Tempo (MMSS)	Ahamed et al. (2013); Bagesteiro e Sainburg (2002); Bilodeau et al. (2009); Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009); Diederichsen et al. (2007); Duthilleul et al. (2015); Gordon et al. (2012); Heuer (2006); Hiraoka et al. (2017); Hongo et al. (1976); Knight e Weimar (2011); Knight e Weimar (2013); Lemos et al. (2011); Liang et al. (2021); Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976); Niu et al. (2011); Oyama e Sako (2015); Teyssedre et al. (2000); Yoshizaki et al. (2009) e Zeng et al. (2017).
Domínio da frequência (MMSS)	De Luca, Sabbahi e Roy (1986); Farina et al. (2003); Pereira et al. (2011).

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Não houve estudos selecionados que mostrassem diferenças significativas nos padrões da análise do sinal EMG no domínio das frequências para análises de membros inferiores. No domínio do tempo, os seguintes artigos mostraram diferenças significativas nos padrões da análise do sinal EMG com os membros inferiores: Knight e Weimar (2011), Knight e Weimar (2013) e Niu et al. (2011). Dois estudos com análise postural associado ao movimento dos membros superiores apresentaram resultados com diferenças significativas: Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009) e Teyssedre et al. (2000).

O quadro 2 é o resumo geral dos achados de eletromiografia de superfície e invasiva e apresenta as principais diferenças encontradas nos domínios do tempo e da frequência em relação a ativação mioelétrica para o lado preferencial.

Quadro 2 - Diferenças encontradas no domínio de tempo e da frequência nos artigos selecionados

Artigo	Ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial	Método utilizado	Natureza das tarefas	Segmento corporal
Bagesteiro e Sainburg (2002)	Menor	Amplitude integrada e normalizada	Dinâmica	MMSS
Yoshizaki et al. (2009)	Maior Trapézio superior (elevação 0-120°)	Amplitude integrada e normalizada	Dinâmica	MMSS
Heuer (2006)	Maior	Amplitude retificada e normalizada	Dinâmica	MMSS
Teyssedre et al. (2000)	Menor (tarefa “borda do assento”)	Amplitude retificada e normalizada	Controle postural associado ao movimento dos membros	Tronco e MMSS
Diederichsen et al. (2007)	Abdução: menor Rotação externa: maior	Amplitude retificada e normalizada	Estática	MMSS
Gordon et al. (2012)	Maior (Flexores do cotovelo e deltóide posterior)	Amplitude média retificada e normalizada	Estática	MMSS
Duthilleul et al. (2015)	Sinergia: menor envolvimento Variabilidade intra-grupo semelhantes	Amplitude média retificada e normalizada	Dinâmica	MMSS
Ahamed et al. (2013)	Maior	Amplitude média e normalizada	Dinâmica	MMSS
Liang et al. (2021)	Sinergias: maior esquerda-mão esquerda	Amplitude média e normalizada	Dinâmica	MMSS

Niu et al. (2011)	Menor ativação	Amplitude média e normalizada	Tempo de reação	MMII
Knight e Weimar (2011)	Latência Maior	Amplitude média e normalizada	Tempo de reação	MMII
Knight e Weimar (2013)	Latência Maior	Amplitude máxima retificada e normalizada	Tempo de reação	MMII
Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976)	Variabilidade menor da latência	Amplitude (Bruto)	Tempo de reação	MMSS
Hongo et al. (1976)	Latência Menor (Abdutor e extensores do dedo mínimo)	Amplitude (Bruto)	Tempo de reação	MMSS
Hiraoka et al. (2017)	Latência Menor	Amplitude (Bruto)	Tempo de reação	MMSS
*Kamen, Greenstein e De Luca (1992)	Correlação cruzada: Taxas de disparo significativamente maiores	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	Estática	MMSS
*Adam, De Luca e Erim (1998)	Taxas de disparo e limiares de recrutamento mais baixo Correlação cruzada: Taxa média de disparo com latência maior	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	Estática	MMSS
*Hockensmith (2005)	Sincronia entre pares de unidades motoras (Unidades motoras de baixo limiar)	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	Estática	MMSS
Bilodeau et al. (2009)	Menor	RMS	Dinâmica	MMSS
Oyama e Sako (2015)	Menor Co-contração dos músculos bi-articulares	RMS	Estática	MMSS

Zeng et al. (2017)	<p>Maior (Flexor superficial dos dedos)</p> <p>Menor (Abdutor curto do polegar)</p>	RMS	Dinâmica	MMSS
Lemos et al. (2011)	<p>Menor (Extensor radial do carpo)</p>	RMS	Dinâmica	MMSS
Butler, Hubley- Kozey e Kozey (2009)	<p>Menor para músculos abdominais</p> <p>Não houve diferenças para extensores das costas</p>	RMS	Controle postural associado ao movimento dos membros	Tronco e MMSS
Pereira et al. (2011)	<p>Não diferiu significativamente (RMS)</p> <p>Maior (frequências entre 30-60 Hz)</p>	RMS Frequência	Estática	MMSS
Farina et al. (2003)	<p>Não diferiu significativamente (RMS)</p> <p>Redução menos pronunciada da frequência mediana (fadiga mais lentamente)</p>	RMS Frequência	Estática	MMSS
De Luca, Sabbahi e Roy (1986)	<p>Redução menos pronunciada da frequência mediana (fadiga mais lentamente)</p>	Frequência	Estática	MMSS

Legenda: *Invasiva.

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Os artigos no domínio do tempo que utilizaram o método amplitude médias, integradas, retificadas e normalizadas são sumarizados no quadro 3 com o nível de ativação muscular em relação ao lado preferencial. Não se observa uma regularidade nos achados da ativação muscular. Os artigos do Bagesteiro e Sainburg (2002), Diederichsen et al. (2007), Niu et al. (2011) e Teyssedre et al. (2000) apresentaram menor ativação mioelétrica para o lado preferencial. Os artigos Ahamed et al. (2013), Diederichsen et al. (2007), Gordon et al. (2012), Heuer (2006) e Yoshizaki et al. (2009) com maior ativação mioelétrica para o lado preferencial.

Quadro 3 - Nível de ativação para amplitude médias, integradas, retificadas e normalizadas

Artigo	Ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial	Natureza das tarefas	Segmento Corporal
Bagesteiro e Sainburg (2002)	Menor	Dinâmica	MMSS
Teyssedre et al. (2000)	Menor	Dinâmica	Tronco e MMSS
Diederichsen et al. (2007)	Menor (Abdução) Maior (Rotação externa)	Estática	MMSS
Niu et al. (2011)	Menor	Tempo de reação	MMII
Yoshizaki et al. (2009)	Maior	Dinâmica	MMSS
Heuer (2006)	Maior	Dinâmica	MMSS
Ahamed et al. (2013)	Maior	Dinâmica	MMSS
Liang et al. (2021)	Maior sinergia	Dinâmica	MMSS
Gordon et al. (2012)	Maior	Estática	MMSS

Knigh e Weimar (2011)	Maior latência	Tempo de reação	MMII
Knigh e Weimar (2013)	Maior latência	Tempo de reação	MMII

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Do quadro 3, oito artigos analisaram os membros superiores. Knight e Weimar (2011), Knight e Weimar (2013) e Niu et al. (2011) analisaram membros inferiores em tarefa de tempo de reação.

Os artigos no domínio do tempo que utilizaram o método de EMG com amplitude bruto, sem integração e suavização, são sumarizados no quadro 4 com o nível de ativação muscular em relação ao lado preferencial. Observa-se menor latência para o tempo de reação nos artigos de Hiraoka et al. (2017) e Hongo et al. (1976), e menor variabilidade da latência para Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976).

Quadro 4 - Nível de ativação para amplitude bruta

Artigo	Ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial	Natureza das tarefas	Segmento Corporal
Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976)	Menor variabilidade da latência	Tempo de reação	MMSS
Hongo et al. (1976)	Menor latência	Tempo de reação	MMSS
Hiraoka et al. (2017)	Menor latência	Tempo de reação	MMSS

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Os artigos no domínio do tempo que utilizaram o método RMS a maioria apresentou menor ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial, conforme é apresentado no quadro 5.

Quadro 5 - Nível de ativação para RMS

Artigo	Ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial.	Natureza das tarefas	Segmento Corporal
---------------	--	-----------------------------	--------------------------

Bilodeau et al. (2009)	Menor	Dinâmica	MMSS
Zeng et al. (2017)	Menor (Abdutor curto do polegar)	Dinâmica	MMSS
Lemos et al. (2011)	Menor	Dinâmica	MMSS
Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009)	Menor	Dinâmica	Tronco e MMSS
Oyama e Sako (2015)	Menor co-contração	Estática	MMSS
Zeng et al. (2017)	Maior (Flexor superficial dos dedos)	Dinâmica	MMSS

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Do quadro 5, todos os artigos apresentaram análises em membros superiores e o trabalho de Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009) analisou movimentos dos membros superiores em relação ao controle do tronco.

Dos artigos no domínio da frequência, sumarizados no quadro 6, apresentaram redução menos pronunciada da frequência mediana: De Luca, Sabbahi e Roy (1986) e Farina et al. (2003). Pereira et al. (2011) apresentou maior ativação mioelétrica na banda de frequência entre 30-60 Hz. Todos os resultados estão relacionados com o nível de ativação muscular em relação ao lado preferencial.

Quadro 6 - Nível de ativação para frequência

Artigo	Ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial	Natureza das tarefas	Segmento Corporal
Pereira et al. (2011)	Maior (Banda de frequências entre 30-60 Hz)	Estática	MMSS
De Luca, Sabbahi e Roy (1986)	Redução menos pronunciada da frequência mediana	Estática	MMSS
Farina et al. (2003)	Redução menos pronunciada da frequência mediana	Estática	MMSS

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

Os artigos para a eletromiografia invasiva analisaram os potenciais de ações das unidades motoras (PAUM) em tarefas estáticas e com diferenças estatisticamente significativas para o lado preferencial: Adam, De Luca e Erim (1998) apresentam desfecho com taxas de disparo e limiares de recrutamento mais baixos e em Kamen, Greenstein e De Luca (1992) maiores sincronias nas taxas de disparo. Os artigos estão sumarizados no quadro 7, com o nível de ativação muscular em relação ao lado preferencial.

Quadro 7 - Nível de ativação para eletromiografia invasiva

Artigo	Ativação mioelétrica em relação ao lado preferencial	Natureza das tarefas	Segmento Corporal
*Kamen, Greenstein e De Luca (1992)	Maiores sincronias nas taxas de disparo	Estática	MMSS
*Adam, De Luca e Erim (1998)	Menores taxas de disparo e limiares de recrutamento Correlação cruzada: Taxa média de disparo com latência maior	Estática	MMSS
*Hockensmith (2005)	Sincronia entre pares de unidades motoras	Estática	MMSS

Legenda: *Invasiva.

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

6 DISCUSSÃO

Esta revisão constatou que os artigos selecionados apresentaram resultados eletromiográficos variáveis, devido às diferentes tarefas utilizadas nos protocolos experimentais, à musculatura analisada e ao método utilizado para captação do sinal de EMG (Quadro 2). Os artigos tinham como objetivo avaliar possíveis diferenças entre lateralidades associadas a uma tarefa específica, como por exemplo, o movimento de elevação de braços

(BUTLER; HUBLEY-KOZEY; KOZEY, 2009), a simulação de preensão de precisão entre polegar e indicador (HOCKENSMITH, 2005), simular a instabilidade em inversão para os pés (KNIGHT; WEIMAR, 2013), tarefas de movimentação com os membros superiores em círculos amplos e estreitos (DUTHILLEUL et al., 2015), responder com os dedos dos membros superiores o mais rápido possível ao som de um “bip” (HONGO et al., 1976), linguagem de libras (LIANG et al., 2021), entre outras. Em cada estudo, o sinal de EMG foi coletado a partir de diferentes músculos e protocolos e, em seguida, comparado entre os lados preferencial e não preferencial para a natureza específica da tarefa.

O registro da atividade mioelétrica pelos eletrodos, invasivos ou não, representa a transformação linear dos disparos do neurônio motor por meio dos potenciais de ação das fibras musculares inervadas, sendo frequentemente utilizado como fonte de informação sobre a ativação neural do músculo. Pesquisadores utilizam o eletromiograma devido seu baixo custo, fácil acesso e aplicação, além de trazer informações importantes sobre a taxa de disparo e o recrutamento das unidades motoras, os quais são os precursores da geração de força. No entanto, recuperar o código neural embutido no eletromiograma é extremamente desafiador (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2014). Apesar disto, a eletromiografia é muito útil para fornecer informações sobre o comportamento do sistema neuromuscular ao detectar despolarizações e hiperpolarização que ocorrem no sarcolema, precedentes à contração muscular (VIGOTSKY et al., 2018). Neste trabalho, questionamos se as análises EMG poderiam fornecer um diagnóstico de lateralidade por meio da interpretação do seu sinal.

6.1 ANÁLISES NO DOMÍNIO DO TEMPO

As análises no domínio do tempo têm sido amplamente utilizadas, conforme descrito nos quadros 3, 4 e 5. Para tarefas dinâmicas, tempo de reação e controle de tronco, os achados de EMG com maior relevância diferenciando a lateralidade, mas com uma variabilidade da magnitude da amplitude, estão relacionados com segmento de membro superior (Apêndice B), uma vez que atividades cotidianas são realizadas predominantemente com membro superior. Por exemplo, no achado do estudo de controle postural de Teysedre et al. (2000), que investigou tarefas de precisão envolvendo membros superiores e controle de tronco utilizando amplitude retificada e normalizada, observou-se menor tempo de reação para a musculatura do tronco e quadril, sugerindo um melhor ajuste antecipatório no controle postural desses músculos para a execução de movimentos dos braços preferidos (Apêndice E).

Os estudos de tempo de reação (Apêndice D) para membros inferiores de Knight e Weimar (2011, 2013) sugerem, pela observação de maior tempo de latência pelo lado preferencial, que o lado não preferencial deveria acionar os músculos de forma mais rápida em caso de torção, como uma forma de proteção do sistema nervoso central. Conclusão semelhante foi apresentada por Niu et al. (2011), sugerindo que maior sinal EMG dos músculos flexores dos membros inferiores não dominante favorece mecanismo de proteção mais eficazes pela restrição da articulação do tornozelo.

No entanto, para as tarefas de tempo de reação para membros superiores (Apêndice D) dominantes, a magnitude da amplitude foi menor em Hiraoka et al. (2017), Hongo et al. (1976), além de mostrar menor variabilidade na latência em Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976), o que pode indicar melhor sinergia muscular nesses membros. Essa mesma ideia de melhor sinergismo associado à menor ativação foi sugerida nos achados de Liang et al. (2021) com tarefa dinâmica e em Diederichsen et al. (2007) com tarefa estática para o movimento de abdução de ombro, no entanto também reportou maior ativação para o movimento de rotação externa.

A amplitude do sinal de EMG é a variável mais reportada nos experimentos e artigos aqui selecionados (Quadro 2). Essa medida é utilizada para avaliar o nível de ativação muscular, principalmente por meio da amplitude média, integrada, retificada e normalizada, conforme apresentado no quadro 3. No entanto, os resultados apresentaram variabilidade nas medidas, com quatro artigos mostrando maior ativação para o lado preferencial e quatro com menor ativação para o lado preferencial (Quadro 3).

Em estudos que analisaram tarefas dinâmicas com um único músculo, o bíceps braquial, observou-se, maior ativação no trabalho de Ahmed et al. (2013) e uma menor ativação no trabalho de Bagesteiro e Sainburg (2002), que analisaram o bíceps associado a outros músculos, como tríceps braquial, peitoral maior e deltoide posterior. É importante mencionar que, no trabalho de Ahmed et al. (2013), o bíceps foi analisado isoladamente e em contração excêntrica e os autores sugerem que a leitura EMG desse tipo de contração pode elevar a magnitude da amplitude.

Esses resultados destacam que a contribuição relativa do recrutamento de unidades motoras e codificação da taxa disparo depende do grupo muscular pesquisado (DE LUCA et al., 1982; DE LUCA; KLINE, 2011; KUKULKA; CLAMANN, 1981) e é dependente da tarefa, mudando com diferentes desenvolvimento de força. A menos que as características específicas do recrutamento de um músculo sejam conhecidas, a amplitude da EMG não é capaz de discernir o recrutamento de unidades motoras da codificação de frequência e pode apresentar

diferentes magnitudes para uma mesma tarefa (VIGOTSKY et al., 2018). Potvin e Fuglevand (2017) sugerem que recrutamentos semelhantes podem ocorrer sob diferentes cargas e níveis de excitação, simplesmente devido a diferenças na codificação do comando comum do sistema nervoso central.

A diversidade de resultados encontrados em relação aos níveis de ativação muscular, utilizando a amplitude média, integrada, retificada e normalizada (Quadro 3), é influenciada pela dificuldade em comparar músculos e experimentos variados. Além disso, a medida da amplitude de EMG é afetada pela forma como um músculo recruta suas unidades motoras, dependendo do tipo de atividade executada. Por exemplo, um músculo pode recrutar unidades motoras de profundo para superficial ou de superficial para profundo (VIGOTSKY et al., 2018). Este fato é exemplificado por Mesin et al. (2010), que descobriram que o tibial anterior provavelmente tem um padrão de recrutamento de superficial a profundo. Em músculos maiores e mistos como o quadríceps, a distribuição irregular e o recrutamento de diferentes tipos de unidades motoras podem gerar sinais captados na superfície que não refletem precisamente a atividade elétrica relativa do músculo (RABITA et al., 2000).

O valor RMS é um dos descritores comuns da amplitude e foi utilizado em sete dos estudos aqui selecionados (Quadro 5), sendo que cinco apresentaram resultados significantes para menor ativação mioelétrica no lado preferencial: Bilodeau et al. (2009), Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009), Lemos et al. (2011), Oyama e Sako (2015) e Zeng et al. (2017). Este último também apresentou maior ativação para o músculo flexor superficial dos dedos. Lemos et al. (2011) avaliaram o comportamento dos músculos extensor radial longo do carpo e bíceps braquial durante uma tarefa de alcance e preensão, sendo que para o bíceps não foram encontrados resultados significantes no valor do RMS para o lado preferencial. O estudo de Oyama e Sako (2015) investigaram a co-contração do bíceps braquial e tríceps braquial durante a fixação postural dos braços com carga de um quilograma após queda. E o estudo de Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009) quantificou os padrões da amplitude de ativação dos músculos do tronco durante o levantamento com as mãos.

As diferenças na excitabilidade observadas nos sinais de EMG pelo valor do RMS entre o lado preferido e não preferido contribuem para as assimetrias no desempenho motor. A menor magnitude do sinal eletromiográfico pelo valor RMS do lado dominante pode indicar maior sinergia motora nos circuitos neurais desse lado. De acordo com o conceito de sinergias funcionais proposto por Scholz e Schöner (1999), o movimento humano envolve padrões dinâmicos e cinemáticos que favorecem sua adaptação ao ambiente e às condições que, de outra forma, poderiam atrapalhar o próprio movimento. Uma maior magnitude e variabilidade na

atividade do sinal de EMG do braço não dominante pode estar relacionada à presença de padrões de atividade mioelétrica/cinemática que não contribuem para a adaptação do movimento. Isso pode ser resultado de uma menor consistência de sinergias do braço não dominante quando comparado ao braço dominante.

Embora descritores de valor médio retificado e raiz quadrada média (RMS) consigam rastrear as variações na amplitude EMG, eles fornecem resultados ligeiramente diferentes. O valor RMS pesa as amostras de maneira diferente, atenuando amostras com pequena amplitude e enfatizando amostras com alta amplitude. Assim, ao utilizar o valor RMS, os períodos de alta atividade mioelétrica são mais evidentes em relação aos períodos de baixa atividade. Por outro lado, as variações temporais na amplitude dos eletromiogramas de superfície, estimadas com os descritores da amplitude média retificada, relacionam-se diretamente com o grau de atividade mioelétrica. Apesar do peso diferente das amostras de EMG, o RMS pode ser preferível, pois postula um significado físico pois mede o poder dos EMG, enquanto a amplitude média retificada mede a área sob o sinal (GARCIA; VIEIRA, 2011).

Foram utilizados registros eletromiográficos brutos em três estudos que avaliaram o nível de ativação muscular para tarefas de tempo de reação em membros superiores (HIRAOKA et al., 2017; HONGO et al., 1976; NAKAMURA; TANIGUCHI; OSHIMA, 1976). Todos mostraram níveis de ativação muscular similares entre o lado direito e esquerdo. No entanto, Hiraoka et al. (2017) e Hongo et al. (1976) identificaram menor latência para o lado preferencial, e Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976) menor variabilidade da latência. Entretanto, para a mesma tarefa de tempo de reação em membros inferiores o tempo de resposta para o lado preferencial em membros inferiores foi maior em Knight e Weimar (2011) e Knight e Weimar (2013).

Importante destacar que o sinal eletromiográfico é a soma de todos os potenciais de unidades motoras circunscritos à um determinado volume, podendo ser influenciado por características musculares, anatômicas e fisiológicas, além do controle do sistema nervoso central e da instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000). Portanto, ao utilizar a amplitude eletromiográfica do sinal bruto para verificar o tempo de reação, é fundamental a eliminação de qualquer interferência (tais como outros aparelhos eletroeletrônicos e músculos vizinhos). Além disso, o conjunto de unidades motoras recrutadas muda constantemente dentro do diâmetro de unidades motoras disponíveis, resultando em um sinal o qual não poderá ser reproduzido uma segunda vez de forma idêntica (KONRAD, 2005).

A amplitude do sinal eletromiográfico é influenciada pelas propriedades das membranas das fibras musculares e pela distribuição dos potenciais de ação. Além disto, varia de acordo

com as condições das tarefas executadas, já que a distribuição dos potenciais de ação da unidade motora é afetada por fatores que não podem ser controlados ou determinados em condições experimentais, como a espessura dos tecidos subcutâneos, a distribuição espacial das fibras musculares, a distribuição das velocidades de condução das fibras musculares e a localização dos eletrodos (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2014).

Ao analisar o sinal eletromiográfico no domínio do tempo (quadro 3, 4 e 5), observa-se uma tendência geral de menor magnitude da amplitude em membros superiores. Isso sugere melhor sinergia dos grupos musculares para a realização das atividades diárias, em consonância com a hipótese de dominância dinâmica de Bagesteiro e Sainburg (2002). Essa hipótese sugere que o membro superior preferencial tem uma coordenação mais eficiente e precisa das ações musculares.

6.2 DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

Nos estudos, a análise no domínio da frequência (Quadro 6) foi menos utilizada, havendo apenas seis artigos selecionados e com três estudos apresentando diferenças indicadas nas análises estatísticas para o lado preferencial sugerindo que este lado tende a fatigar mais lentamente e apresentar menor falha na ativação muscular (DE LUCA; SABBABI; ROY, 1986; FARINA et al., 2003; PEREIRA et al., 2011). Esses resultados podem estar relacionados aos achados de Adam et al. (1998), que sugerem que a mudança para fibras de contração lenta está associada a mudanças nas propriedades de controle da unidade motora, resultando em taxas de disparo reduzidas para o músculo do lado preferencial. Além disso, alguns autores observaram maior porcentagem de fibras musculares tipo I de contração lenta no músculo extensor radial curto do lado dominante (FUGL-MEYER et al., 1982; TANAKA; MCDONAGH; DAVIES, 1984).

A análise de frequência do eletromiograma de superfície permite verificar a rapidez com que a atividade mioelétrica é modificada. Qualquer variação na forma dos potenciais de ações das unidades motoras, devido a mudanças em sua velocidade de condução ou por outros fatores, seria observada na representação espectral dos EMG de superfície (KONRAD, 2005). À medida que os potenciais de ações das unidades motoras se propagam em velocidades mais lentas, aumenta a contribuição relativa de baixas frequências para a superfície EMG ao longo de uma contração fatigante (KONRAD, 2005).

No entanto, é importante mencionar que as diferenças individuais nas estratégias de ativação muscular ainda não são totalmente conhecidas e podem afetar o desempenho muscular

(FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2014). Além disso, a fadiga pode ser minimizada pela distribuição de carga entre músculos com uma tipologia semelhante, como os músculos sinérgicos atuantes em uma tarefa (CROUZIER et al., 2018). Assim, a importância de separar os músculos em tarefas específicas que possam priorizar o músculo desejado foi observada nos estudos de De Luca, Sabbahi e Roy (1986) e Farina et al. (2003), que analisaram o primeiro interósseo dorsal e o trapézio superior, respectivamente. Já o estudo de Pereira et al. (2011) encontrou maior ativação neuromuscular apenas para banda de frequências entre 30-60 Hz nos destros para os flexores superficiais e extensores dos dedos.

A maioria dos estudos levantados utilizou a natureza estática da tarefa (Gráfico 1), mas principalmente para as análises no domínio da frequência e para a eletromiografia invasiva. O uso da natureza estática da tarefa é resultado da facilidade de análise dos dados eletromiográficos e da melhor adaptação aos protocolos experimentais. No entanto, observou-se uma menor proporção de artigos com diferenças significativas entre lado preferencial e não preferencial comparado com as tarefas dinâmicas (Apêndice B e C).

É importante salientar que a intensidade do sinal EMG e a força aferida normalizada do músculo, durante uma contração isométrica apresentam particularidades e considerável variação inter-sujeitos, dependendo do músculo analisado. De acordo com Basmajian e De Luca (1985), pequenos músculos, como os do carpo, apresentam uma relação quase linear entre a intensidade do sinal EMG e a força, enquanto grandes músculos, tanto de membros superiores quanto de inferiores, apresentam uma relação não-linear. Essas particularidades podem refletir as diferenças observadas nos estudos selecionados, conforme De Luca (1997), fatores como posição do membro, o envolvimento de músculos sinérgicos e o esforço voluntário podem interferir nas medidas normalizadas.

Dos trabalhos analisados com tarefas estáticas (Apêndice C) com resultados com diferenças significativas para o lado preferencial avaliaram a porcentagem relativa de contração voluntária abaixo de 80% conforme apresentado na Tabela 2, exemplificando estudos como o de Diederichsen et al. (2007) utilizando amplitude média, integrada, retificadas e normalizada no domínio do tempo, e De Luca, Sabbahi e Roy (1986) e Pereira et al. (2011) com análise do sinal EMG no domínio da frequência. De acordo com De Luca (1997), isso foi feito para fornecer um valor de referência mais estável nos estudos. A normalização da amplitude do sinal de EMG em relação ao valor durante uma contração voluntária máxima (MVC) aumenta a confiabilidade na comparação entre os sujeitos (BURDEN, 2010). No entanto, é importante ressaltar que a normalização pode cancelar as mudanças na ativação muscular após intervenções de treinamento ou melhora do aprendizado para executar a tarefa. Nesse sentido, estudos

mostram mudanças persistentes na preferência manual por uma tarefa motora específica após a prática lateralizada, treinamento específico para um lado do corpo. Teixeira (2007) avaliou a influência da prática na assimetria manual, tempo de movimento e na preferência manual. Os resultados indicaram que a prática lateralizada levou a uma redução significativa e bilateral do tempo de movimento e uma mudança na preferência manual do grupo experimental, que inicialmente era destro, passando a ser predominantemente canhoto imediatamente após a prática. Portanto, em estudos que analisam lateralidade com delineamentos experimentais que utilizem a técnica de normalização pela contração voluntária máxima, é importante considerar o número de repetições realizadas pelos sujeitos do teste e a bilateralidade envolvida na análise.

6.3 ELETROMIOGRAFIA INVASIVA

Os estudos sobre lateralidade com eletromiografia invasiva (Quadro 7) foram os com menor número de artigos levantados, totalizando três, e todos com tarefas de natureza estática (Apêndice C). Kamen, Greenstein e De Luca (1992) avaliaram o efeito da lateralidade nas entradas sinápticas comuns para os neurônios motores espinhais que inervam os músculos primeiro interósseo e encontraram uma correlação significativa dos tempos de descarga da unidade motora para pares de unidades motoras, indicando maiores sincronias para o lado preferencial.

Adam, De Luca e Erim (1998) encontraram evidências de uma vantagem do braço preferencial em relação ao não preferencial. Isso foi indicado por um menor limiar de recrutamento da unidade motora, além de taxa de disparo inicial, taxa média de disparo na força alvo e variabilidade de descarga mais baixas, sugerindo adaptações na musculatura com as fibras lentas, além da variabilidade das taxas de descarga das unidades motoras associada à necessidade de alta força para o lado não preferencial. Essa diferença pode ser explicada pela falta de habilidade do braço não preferencial.

A análise realizada por Hockensmith (2005) das unidades motoras de baixo limiar destacou resultados significativos para o lado preferencial, onde pares de unidades motoras da mão preferencial apresentaram alta sincronia. Tais diferenças sugerem que o lado preferencial apresenta melhor adaptação, o que está em concordância com os achados que demonstram melhores respostas do reflexo de Hoffmann para o braço preferido em comparação ao não preferido (TAN, 1989a; TAN, 1989b). Além disto, outras evidências sugerem que a sincronização das unidades motoras dentro dos músculos extensores do braço preferencial é maior durante as contrações isométricas (SCHMIED; VEDEL; PAGNI, 1994) e que as

respostas reflexas do tendão do braço preferencial são maiores em magnitude em comparação ao não preferencial (AIMONETTI et al., 1999).

Apesar desses achados, não está claro em que medida essas assimetrias refletem mudanças na composição das fibras musculares devido ao uso repetitivo nas tarefas diárias do braço preferido em comparação ao não preferido. Contudo, pelo menos um estudo demonstrou uma porcentagem aumentada de fibras de contração lenta no músculo extensor radial curto do carpo do punho preferencial, um músculo chave durante a produção de posturas de preensão (FUGL-MEYER et al., 1982).

A eletromiografia invasiva estuda classicamente o comportamento de unidades motoras individuais. Os eletrodos intramusculares detectam potenciais elétricos em um ponto próximo às fibras musculares ativas, assim o efeito de difusão, perda das energias liberadas pela despolarização das membranas dos miócitos, é limitado. Na EMG de superfície, o efeito de filtragem passa-baixa dos tecidos e a seletividade limitada dos sistemas de gravação fazem com que os potenciais detectados na superfície sejam de diferentes unidades motoras e tenham uma forma semelhante, além do sinal de interferência que compreende um número maior de fontes comparado a registros intramusculares (MERLETTI et al., 1999). Diante dessas observações, para a discriminação da lateralidade, podemos inferir que a EMG de superfície analisa as propriedades de unidades motoras individuais indiretamente por meio de variáveis globais, como a amplitude do sinal, diferente da EMG invasiva a qual identifica os potenciais de ação da unidade motora e permite uma melhor análise das estratégias neurais de controle muscular (MERLETTI; HOLOBAR; FARINA, 2008) o que pode possibilitar uma melhor discriminação da lateralidade.

6.4 ASPECTO DA MUSCULATURA E ELETROMIOGRAFIA

A musculatura utilizada nos estudos apresenta grande diversidade (Fluxograma 2), embora poucos estudos utilizem a mesma musculatura (apêndice A). Ao analisarmos estudos que utilizaram o bíceps braquial, observamos diferenças significativas no sinal de EMG para o lado preferencial quando comparado ao não preferencial. Ahamed et al. (2013) utilizaram a amplitude média e normalizada com maior ativação, enquanto Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976) analisaram o sinal eletromiográfico bruto e observaram menor variabilidade da latência desse músculo. A maior magnitude da amplitude em Ahamed et al. (2013) pode estar relacionada à contração muscular excêntrica e em Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976) à adaptação do membro superior para tarefa de reação. Outros trabalhos que utilizaram o bíceps

junto a outras musculaturas e outros tipos de tarefas, mostraram menor ativação mioelétrica para o lado preferencial (BAGESTEIRO; SAINBURG, 2002; DIEDERICHSEN et al., 2007). Em Lemos et al. (2011), os autores analisaram o bíceps braquial, mas não foi possível distinguir os lados com base na análise RMS.

Os resultados de Diederichsen et al. (2007) são similares às observações de Bagesteiro e Sainburg (2002), indicando que a diminuição da atividade eletromiográfica encontrada para todos os músculos do ombro no lado dominante durante a elevação do braço, sugere diferenças laterais fisiológicas e anatômicas no sistema nervoso. Além disso, o menor consumo de energia indica vantagens relacionadas à dominância na dinâmica do braço. O músculo primeiro interósseo foi analisado por quatro artigos já citados anteriormente: Adam, De Luca e Erim (1998), De Luca, Sabbahi e Roy (1986), Hiraoka et al. (2017) e Kamen, Greenstein e De Luca (1992). Esses trabalhos mostraram concordância em seus resultados com relação à melhor adaptação do lado preferencial mostrando maior sincronia das taxas de disparo, melhor adaptação a fadiga e resposta mais rápida, sugerindo que os músculos dos membros superiores podem estar mais predispostos a modificações do que os músculos dos membros inferiores (SCHANTZ; HENRIKSSON; JANSSON, 1983). Isto porque os humanos empregam preferencialmente esses músculos durante certos atos motores nas atividades diárias o que pode, ao longo dos anos, modificar essas propriedades dos músculos da mão. Esse comportamento provavelmente explica a observação de Thorngren e Werner (1979), que documentaram que a mão dominante tem maior força de preensão do que a mão não dominante.

No geral, os estudos selecionados evidenciaram a relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular (relação EMG-força), cuja diferença nos resultados está relacionada com a variação no recrutamento de unidades motoras em diferentes níveis de força, o que pode gerar maior linearidade entre o aumento da amplitude média do sinal eletromiográfico e o aumento da força (ZHOU; RYMER, 2004).

A força muscular pode ser influenciada por diversos fatores, como o tipo, comprimento e velocidade de contração, bem como pelo maior recrutamento de unidades motoras em uma frequência de disparo considerada ideal para a máxima ativação muscular voluntária. Além disso, a relação entre amplitude e força é dependente também do tipo de tarefa analisada (DE LUCA, 1997; KENNEDY; CRESSWELL, 2001).

É importante destacar que a contribuição relativa do recrutamento de unidades motoras e da codificação da taxa de disparos depende do grupo muscular em questão (VIGOTSKY et al., 2018). Conforme Farina et al. (2003), a mesma estratégia de controle pode gerar sinais com tendências de amplitude distintas, dependendo da localização das unidades motoras ativas

dentro do músculo. Portanto, devido aos múltiplos fatores que podem influenciar essa relação entre amplitude e força de forma individualizada e para cada músculo em análise.

6.5 QUESTIONÁRIOS DE LATERALIDADE

O diagnóstico da preferência lateral é um desafio complexo que envolve diferentes dimensões corporais e pode variar de acordo com a especificidade da tarefa (FAQUIN et al., 2015; TEIXEIRA, 2006). Marim, Lafasse e Okazaki (2011) destacam que a maioria dos inventários utilizados para diagnosticar a lateralidade se restringe apenas à preferência manual ou dos pés, o que foi confirmado pelos resultados aqui encontrados conforme apresentado na Tabela 1.

Os três questionários mais utilizados para determinar a preferência manual, segundo Marin, Lafasse e Okazaki (2011), são o Inventários de Dominância Lateral de Edimburgo (OLDFIELD, 1971), Questionário de Annett (ANNETT, 1992) e Teste de Crovitz-Zener (CROVITZ; ZENER, 1962). O Inventário de Lateralidade de Edimburg é o mais utilizado dos três (FAZIO; COENEN; DENNEY, 2012; VEALE, 2013), o que também foi confirmado pelos resultados deste estudo, no qual 75% dos trabalhos utilizaram o Questionário de Oldfield (1971). O Teste de Crovitz-Zener não foi mencionado em nenhum dos 30 artigos e o Questionário de Annet foi utilizado apenas pelo estudo de Kamen, Greenstein e De Luca (1992).

O Inventário de Dominância Lateral de Edimburg (OLDFIELD, 1971) é um questionário simples e de fácil utilização, com 10 itens de auto-avaliação relacionados à realização de tarefas motoras do cotidiano, que fornece uma medida quantitativa da preferência manual. No entanto, segundo Marim, Lafasse e Okazaki (2011), esse questionário tem a limitação de não analisar as outras dimensões da lateralidade, não sendo capaz de diagnosticar a preferência lateral global, neutra e cruzada dos avaliados. É importante notar que as avaliações de lateralidade podem trazer medidas parciais ou incompletas dos participantes do experimento.

Com relação à avaliação da lateralidade para o membro inferior, a maioria dos artigos revisados não utilizou um questionário específico para essa finalidade, mas citaram outros estudos para justificar o uso da ação de “perna que chuta a bola” como determinante do membro inferior dominante. No entanto, assim como ocorre na avaliação da preferência lateral manual, há complexidades na verificação da preferência lateral dos membros inferiores, e é importante questionar se a ação de “perna que chuta a bola” realmente é suficiente para identificar a preferência lateral nos estudos. O *Waterloo Footedness Questionnaire-Revised* (WFQ-R) (ELIAS; BRYDEN; BULMAN-FLEMING, 1998) é um instrumento amplamente utilizado

para avaliar a dominância podal (CAMARGOS; PALMEIRAS; FACHIN-MARTINS, 2017). O WFQ-R permite avaliar a preferência podal em duas categorias de tarefas: manipulação ou movimentação de um objeto, como chutar uma bola em linha reta em direção a um alvo ou pegar uma bolinha de gude com os dedos dos pés, e estabilização do corpo, como manter-se em pé sobre uma perna. Contudo, apesar de sua ampla utilização, o WFQ-R não foi utilizado em nenhum dos artigos selecionados. Conforme apresentado na Tabela 1, todos os artigos levantados utilizaram a ação de “perna que chuta a bola” como ação para avaliar a lateralidade podal.

6.6 CONFIGURAÇÃO DA DISTÂNCIA DO ELETRODO

A configuração da distância e do tipo de eletrodo utilizados na captação da atividade eletromiográfica é um aspecto importante na realização de estudos experimentais. No entanto, em oito dos artigos identificados nesta revisão (HIRAOKA et al., 2017; HOCKENSMITH, 2005; KAMEN; GREENSTEIN; DE LUCA, 1992; LIANG et al., 2021; NAKAMURA; TANIGUCHI; OSHIMA, 1976; OYAMA; SAKO, 2015; TEYSSEDE et al., 2000; ZENG et al., 2017), não foi relatada a forma como essa configuração foi realizada. De acordo com Cram, Kasman e Holtz (1998), esse posicionamento é muito importante, uma vez que os eletrodos são dispositivos de captação da atividade eletromiográfica. Além disso, Fridlund e Cacioppo (1986) destacam a importância de se considerar a posição apropriada dos eletrodos em relação às fibras musculares, bem como seu tamanho e o espaçamento entre eles.

A melhor localização do eletrodo recomendado pela SENIAM é entre o ponto motor e o tendão de inserção do músculo, com a superfície de captação perpendicular às fibras musculares e separadas por no máximo 20 mm. Todos os artigos analisados seguiram a recomendação de posicionar os eletrodos paralelamente à orientação das fibras musculares, com exceção daqueles que não relataram a configuração do eletrodo. A maioria dos artigos utilizou um arranjo bipolar e a distância entre os eletrodos variou de 1 cm a 5 cm. A distância de 2 cm foi a mais comumente utilizada (AHAMED et al., 2013; DIEDERICHSEN et al., 2007; DUTHILLEUL et al., 2015; GORDON et al., 2012; JACOBS et al., 2005; KNIGHT; WEIMAR, 2011; KNIGHT; WEIMAR, 2013; NIU et al., 2011; PEREIRA et al., 2011; ŞEKİR; KELES; GUR, 2015; WILLIAMS; SHARMA; BILODEAU, 2002; YOSHIZAKI et al., 2009). Esses resultados mostram que a distância mínima recomendada pela SENIAM foi utilizada na maioria dos artigos.

7 CONCLUSÃO

Neste trabalho, objetivamos investigar se a eletromiografia poderia fornecer uma discriminação de lateralidade por meio da leitura do sinal EMG. Os trabalhos mostraram que o diagnóstico de lateralidade pela leitura do EMG é relativo a depender do método de análise utilizado: amplitude integrada e normalizada, amplitude (bruta), taxa de disparos das unidades motoras, RMS e frequência assim como pela natureza das tarefas utilizadas nos estudos: tempo de reação, tarefa estática e dinâmica. Observamos que a literatura sugere haver evidências quanto às propriedades neuromusculares entre os lados preferencial e não preferencial e os níveis de ativação da musculatura as quais podem ser investigadas por meio da EMG. No

entanto, o diagnóstico através do sinal ainda é complexo e necessita de mais estudos nessa direção.

As análises EMG aqui selecionadas, a maioria para membros superiores, sugerem uma melhor adaptação do lado dominante, com melhor consistência de sinergias e uma tendência a fadigar mais lentamente para o lado preferencial e as análises dos dados de músculos como o bíceps e primeiro interósseo tendem a indicar esse ajuste.

Importante ressaltar a necessidade de mais investigações adicionais, com estudos experimentais para aprofundar a investigação dessas adaptações neurais responsáveis pelas diferenças relacionadas à lateralidade nos níveis de ativação muscular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAM, A.; DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. Hand Dominance and Motor Unit Firing Behavior. **Journal Of Neurophysiology**, [S.L.], v. 80, n. 3, p. 1373-1382, set. 1998. American Physiological Society. <http://dx.doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1373>.

AHAMED, N. U.; SUNDARAJ, K.; AHMAD, B.; RAHMAN, M.; ISLAM, A.; ALI, A. Surface Electromyography Assessment of the Biceps Brachii Muscle between the Endplate Region and Distal Tendon Insertion: comparison in terms of gender, dominant arm and contraction. **Journal Of Physical Therapy Science**, [S.L.], v. 25, n. 1, p. 3-6, 2013. Society of Physical Therapy Science. <http://dx.doi.org/10.1589/jpts.25.3>.

AIMONETTI, J. M.; MORIN, D.; SCHMIED, A.; VEDEL, J. P.; PAGNI, S. Proprioceptive control of wrist extensor motor units in humans: dependence on handedness. **Somatosensory**

& **Motor Research**, [S.L.], v. 16, n. 1, p. 11-29, jan. 1999. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/08990229970618>.

ANNETT, M. A classification of hand preference by association analysis. **British journal of psychology**, v. 61, n. 3, p. 303-321, 1970.

ANNETT, M. Assessment of laterality. In.: CRAWFORD, J. R.; PARKER, D. M.; MCKINLAY, W. W. **A handbook of neuropsychological assessment**. Hove: Lawrence Erlbaum Associates, 1992. p. 51-70.

ANNETT, M. **Left, right, hand and brain: The right shift theory**. London: Lawrence Erlbaum Associates, 1985.

ARMOUR, J. A.; DAVISON, A.; MCMANUS, I. C. Genome-wide association study of handedness excludes simple genetic models. **Heredity**, [S.L.], v. 112, n. 3, p. 221-225, set. 2013. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/hdy.2013.93>.

ASTRAND, P. O. **Tratado de fisiologia do trabalho: bases fisiológicas do exercício**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

BAGESTEIRO, L. B.; SAINBURG, R. L. Handedness: dominant arm advantages in control of limb dynamics. **Journal Of Neurophysiology**, [S.L.], v. 88, n. 5, p. 2408-2421, nov. 2002. American Physiological Society. <http://dx.doi.org/10.1152/jn.00901.2001>.

BASMAJIAN, J. V; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive: their functions revealed by electromyography**. 2nd ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1985.

BECK, T. W.; YE, X.; WAGES, N. P. Differential Effects of Unilateral Concentric Vs. Eccentric Exercise on the Dominant and Nondominant Forearm Flexors. **Journal Of Strength And Conditioning Research**, [S.L.], v. 30, n. 3, p. 703-709, mar. 2016. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/jsc.0000000000001137>.

BILODEAU, M.; BISSON, É.; DEGRÂCE, D.; DESPRÉS, I.; JOHNSON, M. Muscle activation characteristics associated with differences in physiological tremor amplitude Carpesbetween the dominant and non-dominant hand. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 19, n. 1, p. 131-138, fev. 2009. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.014>.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 20, n. 6, p. 1023-1035, dez. 2010. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Medical Engineering & Physics**, [S.L.], v. 21, n. 4, p. 247-257, maio 1999. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s1350-4533\(99\)00054-5](http://dx.doi.org/10.1016/s1350-4533(99)00054-5).

BUTLER, H. L.; HUBLEY-KOZEY, C. L.; KOZEY, J. W. Activation amplitude patterns do not change for back muscles but are altered for abdominal muscles between dominant and non-dominant hands during one-handed lifts. **European Journal Of Applied Physiology**,

[S.L.], v. 106, n. 1, p. 95-104, fev. 2009. Springer Science and Business Media LLC.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-0994-9>.

CAMARGOS, M. B.; PALMEIRA, A. S.; FACHIN-MARTINS, E. Cross-cultural adaptation to Brazilian Portuguese of the Waterloo Footedness Questionnaire-Revised: wfq-r-brazil. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, [S.L.], v. 75, n. 10, p. 727-735, out. 2017. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/0004-282x20170139>.

CARPES, F. P.; DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; STEFANYSHYN, D.; FARIA, I. E.; MOTA, C. B. Does leg preference affect muscle activation and efficiency? **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 20, n. 6, p. 1230-1236, dez. 2010. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.013>.

CHAPMAN, Loren J.; CHAPMAN, Jean P. The measurement of handedness. **Brain and cognition**, v. 6, n. 2, p. 175-183, 1987.

COREY, D. M.; HURLEY, M. M.; FOUNDAS, A. L. Right and left handedness defined: a multivariate approach using hand preference and hand performance measures. **Neuropsychiatry Neuropsychol Behav Neurol.**, [S.L.], v. 14, n.3, p. 144-152, jul.-set. 2001.

CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to Surface Electromyography**. Maryland: Aspen Publishers, 1998.

CROUZIER, M.; HUG, F.; DOREL, S.; DESCHAMPS, T.; TUCKER, K.; LACOURPAILLE, L. Do individual differences in the distribution of activation between synergist muscles reflect individual strategies? **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 237, n. 3, p. 625-635, 6 dez. 2018. Springer Science and Business Media LLC.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00221-018-5445-6>.

CROVITZ, H. F., ZENER, K. A group-test for assessing hand- and eye-dominance. **American Journal of Psychology**, [S.L.], v. 75, p. 271-276. jun. 1962.

DE LUCA, C. J. A use of surface electromyography in Biomechanics. **Journal Of Applied Biomechanics**, [S.L.], v. 13, p. 135-163, 1997.

DE LUCA, C. J.; KLINE, J. C. Influence of proprioceptive feedback on the firing rate and recruitment of motoneurons. **Journal Of Neural Engineering**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 016007, dez. 2011. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1741-2560/9/1/016007>.

DE LUCA, C. J.; SABBAHI, M. A.; ROY, S. H. Median frequency of the myoelectric signal. **European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology**, [S.L.], v. 55, n. 5, p. 457-464, set. 1986. Springer Science and Business Media LLC.
<http://dx.doi.org/10.1007/bf00421637>.

DE LUCA, C. J.; SABBAHI, M. A.; STULEN, F. B.; BILOTTO, G. Some Properties of the Median Frequency of the Myoelectric Signal during Localized Muscular Fatigue. **Biochemistry Of Exercise** (International Series on Sport Sciences), [S. L.], v. 13, p. 175-186, 1982.

DELSYS. Neuromuscular Research Center. **Boston University**. 2006. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/papers>. Acesso em 20 de setembro 2021.

DIEDERICHSEN, L. P.; NØRREGAARD, J.; DYHRE-POULSEN, P.; WINTHER, A.; TUFEKOVIC, G.; BANDHOLM, T.; RASMUSSEN, L. R.; KROGSGAARD, M. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 17, n. 4, p. 410-419, ago. 2007. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.03.004>.

DOMELLÖF, E.; JOHANSSON, A. M.; RÖNNQVIST, L. Handedness in preterm born children: a systematic review and a meta-analysis. **Neuropsychologia**, [S.L.], v. 49, n. 9, p. 2299-2310, jul. 2011. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2011.04.033>.

DUTHILLEUL, N.; PIRONDINI, E.; COSCIA, M.; MICERA, S. Effect of handedness on muscle synergies during upper limb planar movements. **2015 37Th Annual International Conference Of The Ieee Engineering In Medicine And Biology Society (Embc)**, [S.L.], p. 3452-3455, ago. 2015. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/embc.2015.7319135>.

ELIAS, L. J.; BRYDEN, M. P.; BULMAN-FLEMING, M. B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, [S.L.], v. 36, n. 1, p. 37-43, jan. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0028-3932\(97\)00107-3](http://dx.doi.org/10.1016/s0028-3932(97)00107-3).

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2nd ed. São Paulo: Manole. 2000.

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J. Motor unit physiology: some unresolved issues. **Muscle & Nerve**, [S.L.], v. 24, n. 1, p. 4-17, jan. 2001. Wiley. [http://dx.doi.org/10.1002/1097-4598\(200101\)24:13.0.co;2-f](http://dx.doi.org/10.1002/1097-4598(200101)24:13.0.co;2-f).

FAGARD, J. Early development of hand preference and language lateralization: are they linked, and if so, how? **Developmental Psychobiology**, [S.L.], v. 55, n. 6, p. 596-607, maio 2013a. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/dev.21131>.

FAGARD, J. The nature and nurture of human infant hand preference. **Annals Of The New York Academy Of Sciences**, [S.L.], v. 1288, n. 1, p. 114-123, 25 abr. 2013b. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/nyas.12051>.

FAQUIN, B. S.; CANDIDO, C. R. C.; SANTOS, A. G. I. G.; OLIVEIRA, T. F.; PORTO, A. B.; OKAZAKI, V. H. A. Efeito da restrição espacial do ambiente na preferência manual em tarefa de alcance em adultos jovens. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, [S.L.], v. 37, n. 4, p. 407-412, out. 2015. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbce.2015.08.007>.

FARINA, D.; KALLENBERG, L. A. C.; MERLETTI, R.; HERMENS, H. J. Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the human upper trapezius muscle. **European Journal Of Applied Physiology**, [S.L.], v. 90, n. 5-6, p. 480-488, nov. 2003. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-003-0905-4>.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. **Journal Of Applied Physiology**, [S.L.], v. 117, n. 11, p. 1215-

1230, dez. 2014. American Physiological Society.
<http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00162.2014>.

FAZIO, R.; COENEN, C.; DENNEY, R. L. The original instructions for the Edinburgh Handedness Inventory are misunderstood by a majority of participants. **Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition**, [S.L.], v. 17, n. 1, p. 70-77, jan. 2012. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/1357650x.2010.532801>.

FOX, S. I. **Human Physiology**. 8. ed. [S. L.]: McGraw Hill Higher Education, 2004.

FRIDLUND, A. J.; CACIOPPO, J. T. Guidelines for Human Electromyographic Research. **Psychophysiology**, [S.L.], v. 23, n. 5, p. 567-589, set. 1986. Wiley.
<http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8986.1986.tb00676.x>.

FUGL-MEYER, A. R.; ERIKSSON, A.; SJÖSTRÖM, M.; SÖDERSTRÖM, G. Is muscle structure influenced by genetical or functional factors? A study of three forearm muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, [S.L.], v. 114, n. 2, p. 277-281, fev. 1982. Wiley.
<http://dx.doi.org/10.1111/j.1748-1716.1982.tb06983.x>.

GABBARD, C.; HART, S. A Question of Foot Dominance. **The Journal Of General Psychology**, [S.L.], v. 123, n. 4, p. 289-296, out. 1996. Informa UK Limited.
<http://dx.doi.org/10.1080/00221309.1996.9921281>.

GARCIA, M. A. C.; VIEIRA, T. M. M. Surface electromyography: why, when and how to use it. **Rev Andal Med Deporte**, [S. L.], v. 4, n. 1, p. 17-28, 2011.

GOBLE, D. J.; BROWN, S. H. The biological and behavioral basis of upper limb asymmetries in sensorimotor performance. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, [S.L.], v. 32, n. 3, p. 598-610, jan. 2008. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.10.006>.

GORDON, N. M.; RUDROFF, T.; ENOKA, J. A.; ENOKA, R. M. Handedness but not dominance influences variability in endurance time for sustained, submaximal contractions. **Journal Of Neurophysiology**, [S.L.], v. 108, n. 5, p. 1501-1510, set. 2012. American Physiological Society. <http://dx.doi.org/10.1152/jn.01144.2011>.

GUETTE, M.; GONDIN, J.; MARTIN, A. Time-of-Day Effect on the Torque and Neuromuscular Properties of Dominant and Non-Dominant Quadriceps Femoris. **Chronobiology International**, [S.L.], v. 22, n. 3, p. 541-558, jan. 2005. Informa UK Limited.
<http://dx.doi.org/10.1081/cbi-200062407>.

HÄBERLING, I. S.; CORBALLIS, P. M.; CORBALLIS, M. C. Language, gesture, and handedness: evidence for independent lateralized networks. **Cortex**, [S.L.], v. 82, p. 72-85, set. 2016. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cortex.2016.06.003>.

HAMMOND, G. Correlates of human handedness in primary motor cortex: a review and hypothesis. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, [S.L.], v. 26, n. 3, p. 285-292, maio 2002. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0149-7634\(02\)00003-9](http://dx.doi.org/10.1016/s0149-7634(02)00003-9).

HATTA, T. Handedness and the Brain: a review of brain-imaging techniques. **Magnetic Resonance In Medical Sciences**, [S.L.], v. 6, n. 2, p. 99-112, 2007. Japanese Society for Magnetic Resonance in Medicine. <http://dx.doi.org/10.2463/mrms.6.99>.

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. EXCITABILITY AND INHIBITIBILITY OF MOTONEURONS OF DIFFERENT SIZES. **Journal Of Neurophysiology**, [S.L.], v. 28, n. 3, p. 599-620, 1 maio 1965. American Physiological Society. <http://dx.doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.599>.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 10, n. 5, p. 361-374, out. 2000. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](http://dx.doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4).

HEUER, H. Control of the dominant and nondominant hand: exploitation and taming of non muscular forces. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 178, n. 3, p. 363-373, nov. 2006. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-006-0747-5>.

HIRAOKA, K.; IGAWA, K.; KASHIWAGI, M.; NAKAHARA, C.; OSHIMA, Y.; TAKAKURA, Y. The laterality of stop and go processes of the motor response in left-handed and right-handed individuals. **Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition**, [S.L.], v. 23, n. 1, p. 51-66, abr. 2017. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/1357650x.2017.1311906>.

HOCKENSMITH, G. B. Common Input across Motor Nuclei Mediating Precision Grip in Humans. **Journal Of Neuroscience**, [S.L.], v. 25, n. 18, p. 4560-4564, maio 2005. Society for Neuroscience. <http://dx.doi.org/10.1523/jneurosci.0046-05.2005>.

HOFFMAN, M.; SCHRADER, J.; APPLGATE, T.; KOCEJA, D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. **J Athl Train.**, [S.L.], v. 33, n. 4, p. 319-322, 1998.

HONGO, T.; NAKAMURA, R.; NARABAYASHI, H.; OSHIMA, T. Reaction times and their left-to-right differences in bilateral symmetrical movements. **Physiology & Behavior**, [S.L.], v. 16, n. 4, p. 477-482, abr. 1976. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0031-9384\(76\)90327-9](http://dx.doi.org/10.1016/0031-9384(76)90327-9).

JACOBS, C.; UHL, T. L.; SEELEY, M.; STERLING, W.; GOODRICH, L. Strength and fatigability of the dominant and nondominant hip abductors. **J Athl Train.**, [S.L.], v. 40, n. 3, p. 203-206, jul.-set. 2005.

JAENISCH, R.; BIRD, A. Epigenetic regulation of gene expression: how the genome integrates intrinsic and environmental signals. **Nature Genetics**, [S.L.], v. 33, n. 3, p. 245-254, mar. 2003. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/ng1089>.

JANßEN, J. P. Evaluation of Empirical Methods and Methodological Foundations of Human Left-Handedness. **Perceptual And Motor Skills**, [S.L.], v. 98, n. 2, p. 487-506, abr. 2004. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.2466/pms.98.2.487-506>.

KAMEN, G.; GREENSTEIN, S. S.; DE LUCA, C. J. Lateral dominance and motor unit firing behavior. **Brain Research**, [S.L.], v. 576, n. 1, p. 165-167, mar. 1992. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0006-8993\(92\)90625-j](http://dx.doi.org/10.1016/0006-8993(92)90625-j).

KENNEDY, P. M.; CRESSWELL, A. G. The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 137, n. 1, p. 58-64, mar. 2001. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s002210000623>.

KNIGHT, A. C.; WEIMAR, W. H. Difference in Ratio of Evertor to Invertor Activity Between the Dominant and Nondominant Legs During Simulated Lateral Ankle Sprain. **Journal Of Sport Rehabilitation**, [S.L.], v. 22, n. 4, p. 272-278, nov. 2013. Human Kinetics. <http://dx.doi.org/10.1123/jsr.22.4.272>.

KNIGHT, A. C.; WEIMAR, W. H. Difference in Response Latency of the Peroneus Longus Between the Dominant and Nondominant Legs. **Journal Of Sport Rehabilitation**, [S.L.], v. 20, n. 3, p. 321-332, ago. 2011. Human Kinetics. <http://dx.doi.org/10.1123/jsr.20.3.321>.

KOMAI, T.; FUKUOKA, G. A study on the frequency of left-handedness and left-footedness among the Japanese school children. **Human Biology**, [S.L.], v. 6, p. 33-42, fev. 1934.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography**. Arizona: Noraxon U.S.A., Inc., 2005.

KUKULKA, C. G.; CLAMANN, H. P. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. **Brain Research**, [S.L.], v. 219, n. 1, p. 45-55, ago. 1981. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0006-8993\(81\)90266-3](http://dx.doi.org/10.1016/0006-8993(81)90266-3).

LATASH, M. L. **Synergy**. [S. L.]: Oxford University Press, 2008. 432 p.

LATASH, M. L.; LEVIN, M. F.; SCHOLZ, J. P.; SCHOLZ, J. P. Motor Control Theories and Their Applications. **Medicina (Kaunas)**, [S. L.], v. 46, n. 6, p. 382-392, 2010.

LEMONS, T.; CASTANEDA, L.; PALADINO, L.; IMBIRIBA, L. A.; DOMINGUES VARGAS, C.; CAVALCANTI GARCÍA, M. A. Temporal changes in the myoelectric activity between the dominant and non-dominant arms in a simple manual task. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, [S.L.], v. 4, n. 1, p. 1-5, 2011.

LEVY, J. A review of evidence for a genetic component in the determination of handedness. **Behavior Genetics**, [S.L.], v. 6, n. 4, p. 429-453, out. 1976. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/bf01065700>.

LIANG, D.; YAROSSO, M.; JACOBS-SKOLIK, S. L.; FURMANEK, M. P.; BROOKS, D.; ERDOGMUS, D.; TUNIK, E. Synergistic Activation Patterns of Hand Muscles in Left-and Right-Hand Dominant Individuals. **Journal Of Human Kinetics**, [S.L.], v. 76, n. 1, p. 89-100, jan. 2021. Walter de Gruyter GmbH. <http://dx.doi.org/10.2478/hukin-2021-0002>.

LINDSTRÖM, B.; KARLSSON, S.; GERDLE, B. Knee extensor performance of dominant and non-dominant limb throughout repeated isokinetic contractions, with special reference to

peak torque and mean frequency of the EMG. **Clinical Physiology**, [S.L.], v. 15, n. 3, p. 275-286, maio 1995. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1475-097x.1995.tb00518.x>.

MARCHETTI, P. H; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**. São Paulo, 2006. Disponível em: <https://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/EMG.pdf>. Acesso em: 23 ago. 2021.

MARCORI, A. J; OKAZAKI, V. H. A. A historical, systematic review of handedness origins. **Laterality**, [S.L.], v. 25, n. 1, p. 87-108, maio 2019. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/1357650x.2019.1614597>.

MARIM, E. A.; LAFASSE, R.; OKAZAKI, V. H. A. Global lateral preference inventory. **Brazilian Journal Of Motor Behavior**, [S.L.], v. 6, n. 3, p. 14-23, nov. 2011. Brazilian Journal for Motor Behavior. <http://dx.doi.org/10.20338/bjmb.v6i3.178>.

MARTIN, P. G.; RATTEY, J. Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions. **Pflügers Archiv - European Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 454, n. 6, p. 957-969, mar. 2007. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00424-007-0243-1>.

MATKOWSKI, B.; PLACE, N.; MARTIN, A.; LEPERS, R. Neuromuscular fatigue differs following unilateral vs bilateral sustained submaximal contractions. **Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports**, [S.L.], v. 21, n. 2, p. 268-276, mar. 2011. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01040.x>.

MERLETTI, R.; DE LUCA, C. J.; SATHYAN, D. Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. **Journal Of Applied Physiology**, [S.L.], v. 77, n. 5, p. 2104-2114, 1 nov. 1994. American Physiological Society. <http://dx.doi.org/10.1152/jappl.1994.77.5.2104>.

MERLETTI, R.; HOLOBAR, A.; FARINA, D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 18, n. 6, p. 879-890, dez. 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.002>.

MERLETTI, R.; LOCONTE, L.; AVIGNONE, E.; GUGLIELMINOTTI, P. Modeling of surface myoelectric signals. I. Model implementation. **Ieee Transactions On Biomedical Engineering**, [S.L.], v. 46, n. 7, p. 810-820, jul. 1999. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/10.771190>.

MESIN, L.; MERLO, E.; MERLETTI, R.; ORIZIO, C. Investigation of motor unit recruitment during stimulated contractions of tibialis anterior muscle. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 20, n. 4, p. 580-589, ago. 2010. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.11.008>.

MCMANUS, I. C. Handedness, language dominance and aphasia: a genetic model. **Psychological Medicine. Monograph Supplement**, [S.L.], v. 8, p. 3-40, jan. 1985. Cambridge University Press (CUP). <http://dx.doi.org/10.1017/s0264180100001879>.

NAKAMURA, R.; SAITO, H. Preferred Hand and Reaction Time in Different Movement Patterns. **Perceptual And Motor Skills**, [S.L.], v. 39, n. 3, p. 1275-1281, dez. 1974. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.2466/pms.1974.39.3.1275>.

NAKAMURA, R.; TANIGUCHI, R.; OSHIMA, Y. Preferred Hand and Steadiness of Reaction Time. **Perceptual And Motor Skills**, [S.L.], v. 42, n. 3, p. 983-988, jun. 1976. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.2466/pms.1976.42.3.983>.

NETTER, F. H.; CRAIG, J. A.; PERKINS, J.; HANSEN, J. T.; KOEPPEN, B. M. **Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology**: Special Edition. U.S.A: Icon Custom Communications, 2002. 93 p.

NIEBOER, T. E.; MASSA, M.; WEINANS, M. J. N.; VIERHOUT, M. E.; KLUIVERS, K. B.; STEGEMAN, D. F. Does Training of the Nondominant Upper Extremity Reduce the Surgeon's Muscular Strain During Laparoscopy? **Surgical Innovation**, [S.L.], v. 20, n. 3, p. 292-298, ago. 2012. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/1553350612456099>.

NIU, W.; WANG, Y.; HE, Y.; FAN, Y.; ZHAO, Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. **Human Movement Science**, [S.L.], v. 30, n. 3, p. 614-623, jun. 2011. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2010.10.010>.

OCKLENBURG, S.; BESTE, C.; GÜNTÜRKÜN, O. Handedness: a neurogenetic shift of perspective. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, [S.L.], v. 37, n. 10, p. 2788-2793, dez. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.09.014>.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 97-113, mar. 1971. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0028-3932\(71\)90067-4](http://dx.doi.org/10.1016/0028-3932(71)90067-4).

OYAMA, T.; SAKO, A. Difference in Bi-articular Muscle during Postural Fixation between Dominant and Non-dominant Arms. **2015 Iiai 4Th International Congress On Advanced Applied Informatics**, [S.L.], p. 707-708, jul. 2015. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/iiiai-aii.2015.187>.

PALMER, R. D. Development of a differentiated handedness. **Psychological Bulletin**, [S.L.], v. 62, n. 4, p. 257-272, 1964. American Psychological Association (APA). <http://dx.doi.org/10.1037/h0046588>.

PELLEGRINO, L.; COSCIA, M.; CASADIO, M. Muscle activities in similar arms performing identical tasks reveal the neural basis of muscle synergies. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 238, n. 1, p. 121-138, 5 dez. 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-019-05679-9>.

PEREIRA, R.; FREIRE, I. V.; CAVALCANTI, C. V. G.; LUZ, C. P. N.; PINTO NETO, O. Hand dominance during constant force isometric contractions: evidence of different cortical drive commands. **European Journal Of Applied Physiology**, [S.L.], v. 112, n. 8, p. 2999-3006, dez. 2011. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-2278-4>.

PERELLE, I. B.; EHRMAN, L. An international study of human handedness: the data. **Behavior Genetics**, [S.L.], v. 24, n. 3, p. 217-227, maio 1994. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/bf01067189>.

- PERELLE, I. B.; EHRMAN, L. On the Other Hand. **Behavior Genetics**, [S.L.], v. 35, n. 3, p. 343-350, maio 2005. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s10519-005-3226-z>.
- POTVIN, J. R.; FUGLEVAND, A. J. A motor unit-based model of muscle fatigue. **Plos Computational Biology**, [S.L.], v. 13, n. 6, p. e1005581, 2 jun. 2017. Public Library of Science (PLoS). <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pcbi.1005581>.
- RABITA, G.; PÉROT, C.; LENSEL-CORBEIL, G. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. **European Journal Of Applied Physiology**, [S.L.], v. 83, n. 6, p. 531-538, dez. 2000. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s004210000325>.
- RAYMOND, M.; PONTIER, D. Is there geographical variation in human handedness? **Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 35-51, jan. 2004. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/13576500244000274>.
- ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics, 2004.
- SAINBURG, R. L. Convergent models of handedness and brain lateralization. **Frontiers In Psychology**, [S.L.], v. 5, p. 1-14, out. 2014. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01092>.
- SALE, D. G. Neural adaptation to resistance training. **Medicine & Science In Sports & Exercise**, [S.L.], v. 20, n. 1, p. 135-145, out. 1988. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-198810001-00009>.
- SCHANTZ, P.; HENRIKSSON, J.; JANSSON, E. Adaptation of human skeletal muscle to endurance training of long duration. **Clinical Physiology**, [S.L.], v. 3, n. 6, p. 141-151, dez. 1983. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1475-097x.1983.tb00685.x>.
- SCHMIED, A.; VEDEL, J. P.; PAGNI, S. Human spinal lateralization assessed from motoneurone synchronization: dependence on handedness and motor unit type. **The Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 480, n. 2, p. 369-387, 15 out. 1994. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020367>.
- SCHMITZ, J.; METZ, G. A. S.; GÜNTÜRKÜN, O.; OCKLENBURG, S. Beyond the genome - Towards an epigenetic understanding of handedness ontogenesis. **Progress In Neurobiology**, [S.L.], v. 159, p. 69-89, dez. 2017. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pneurobio.2017.10.005>.
- SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 126, n. 3, p. 289-306, 14 maio 1999. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s002210050738>.
- ŞEKİR, U.; KELES, B. S.; GUR, H. Muscle Latency and Proprioception in Non-Dominant and Dominant Legs of Healthy Sedentary Individuals. **Türkiye Fiziksel Tip Ve**

Rehabilitasyon Dergisi, [S.L.], v. 61, n. 1, p. 51-57, abr. 2015. Baycinar Tibbi Yayıncılık. <http://dx.doi.org/10.5152/tftrd.2015.58815>.

SERRIEN, D. J.; IVRY, R. B.; SWINNEN, S. P. Dynamics of hemispheric specialization and integration in the context of motor control. **Nature Reviews Neuroscience**, [S.L.], v. 7, n. 2, p. 160-166, fev. 2006. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/nrn1849>.

SPRINGER, S. P.; GEORG, D. **Cérebro esquerdo, cérebro direito**. 3° ed. São Paulo: Grupo Editorial Summus, 1998.

STROEVE, S. Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control. **Biological Cybernetics**, [S.L.], v. 81, n. 5-6, p. 475-494, 5 nov. 1999. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s004220050577>.

TAN, Ü. Lateralization of the Hoffmann Reflex from the Long Flexor Thumb Muscle in Right- and Left-Handed Normal Subjects. **International Journal Of Neuroscience**, [S.L.], v. 48, n. 3-4, p. 313-315, jan. 1989b. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.3109/00207458909002176>.

TAN, Ü. The H-Reflex Recovery Curve from the Wrist Flexors: lateralization of motoneuronal excitability in relation to handedness in normal subjects. **International Journal Of Neuroscience**, [S.L.], v. 48, n. 3-4, p. 271-284, jan. 1989a. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.3109/00207458909002170>.

TANAKA, M.; MCDONAGH, M. J. N.; DAVIES, C. T. M. A comparison of the mechanical properties of the first dorsal interosseous in the dominant and non-dominant hand. **European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology**, [S.L.], v. 53, n. 1, p. 17-20, 1984. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/bf00964683>.

TEIXEIRA, L. A. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas**. 1° ed. Barueri: Manole, 2006.

TEIXEIRA, L.A.; PAROLI, R. Assimetrias laterais em ações motoras: preferência versus desempenho. **Motriz**, [S.L.], v. 6, n. 1, p. 1-8, 2000.

TEIXEIRA, M. C. T. **Preferência podal e assimetrias interlaterais de desempenho na tarefa de chutar em crianças**. 2007. 64 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Educação Física, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

TEYSSÈDRE, C.; LINO, F.; ZATTARA, M.; BOUISSET, S. Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 134, n. 4, p. 435-440, out. 2000. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s002210000490>.

THORNGREN, K. G.; WERNER, C. O. Normal Grip Strength. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, [S.L.], v. 50, n. 3, p. 255-259, jan. 1979. Medical Journals Sweden AB. <http://dx.doi.org/10.3109/17453677908989765>.

VEALE, J. F. Edinburgh Handedness Inventory – Short Form: a revised version based on confirmatory factor analysis. **Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition**, [S.L.], v. 19, n. 2, p. 164-177, maio 2013. Informa UK Limited.
<http://dx.doi.org/10.1080/1357650x.2013.783045>.

VIGOTSKY, A. D.; HALPERIN, I.; LEHMAN, G. J.; TRAJANO, G. S.; VIEIRA, T. M. Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences. **Frontiers In Physiology**, [S.L.], v. 8, p. 1-15, 4 jan. 2018. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2017.00985>.

WILLEMS, M. E. T.; PONTE, J. P. G. Divergent muscle fatigue during unilateral isometric contractions of dominant and non-dominant quadriceps. **Journal Of Science And Medicine In Sport**, [S.L.], v. 16, n. 3, p. 240-244, maio 2013. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2012.06.005>.

WILLIAMS, D. M.; SHARMA, S.; BILODEAU, M. Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 12, n. 4, p. 287-294, ago. 2002. Elsevier BV.
[http://dx.doi.org/10.1016/s1050-6411\(02\)00024-x](http://dx.doi.org/10.1016/s1050-6411(02)00024-x).

WIM LAMMERS (Netherlands). Professor Emeritus at College Of Medicine And Health Sciences. **Basic Physiology**. 2021. Disponível em: <http://basicphysiology.com/index.html>. Acesso em: 14 mar. 2023.

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

YOSHIZAKI, K.; HAMADA, J.; TAMAI, K.; SAHARA, R.; FUJIWARA, T.; FUJIMOTO, T. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. **Journal Of Shoulder And Elbow Surgery**, [S.L.], v. 18, n. 5, p. 756-763, set. 2009. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.021>.

ZENG, H.; LI, K.; TIAN, X.; WEI, N.; SONG, R.; ZHOU, L. Difference between the surface electromyogram signals recorded from the right hand and left hand. **2017 Chinese Automation Congress (CAC)**, [S.L.], p. 4906-4909, out. 2017. IEEE.
<http://dx.doi.org/10.1109/cac.2017.8243648>.

ZHOU, P.; RYMER, W. Z. Factors Governing the Form of the Relation Between Muscle Force and the EMG: a simulation study. **Journal Of Neurophysiology**, [S.L.], v. 92, n. 5, p. 2878-2886, nov. 2004. American Physiological Society.
<http://dx.doi.org/10.1152/jn.00367.2004>.

APÊNDICE A – Quadro 8

Quadro 8: Tarefa experimentais com o mesmo músculo e nível de ativação

Artigos	Método de análise utilizado	Músculo	Tipos de tarefa	Resultados para os desfechos analisados para o lado preferencial comparado ao não preferencial
*Adam, De Luca e Erim (1998)	Taxa de disparos das unidades	Primeiro interósseo dorsal	Estática	Taxas de disparo e limiares de recrutamento mais baixos

	motoras por EMG invasiva			Correlação cruzada: Taxa média de disparo com latência maior
*Kamen, Greenstein e De Luca (1992)	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	Primeiro interósseo dorsal	Estática	Correlação cruzada: Taxas de disparo significativamente maiores
Hiraoka et al. (2017)	Amplitude bruta do sinal de EMG de superfície	Primeiro interósseo dorsal	Tempo de reação	Latência Menor
De Luca, Sabbahi e Roy (1986)	Espectro de potências do sinal de EMG de superfície	Primeiro interósseo dorsal	Estática	Frequência mediana diminui mais rápido (LP fadiga mais lentamente)
Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976)	Amplitude bruta do sinal de EMG de superfície	Bíceps braquial	Tempo de reação	Variabilidade menor da latência
Ahamed et al. (2013)	Amplitude normalizada do sinal de EMG de superfície	Bíceps braquial	Dinâmica	Maior ativação mioelétrica

Legenda: *Invasiva

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

APÊNDICE B - Quadro 9

Quadro 9: Tarefa dinâmica e nível de ativação

Artigo	Método de análise utilizado	Segmento corporal	Desfechos analisados para o lado preferencial em relação ao nível de ativação mioelétrica
		MMSS	Menor

Bagesteiro e Sainburg (2002)	Amplitude Integrada e normalizada		
Heuer (2006)	Amplitude Retificada e normalizada	MMSS	Maior
Ahamed et al. (2013)	Amplitude média e normalizadas	MMSS	Menor Maior (Flexor superficial dos dedos)
Liang et al. (2021)	Amplitude média e normalizadas	MMSS	Não indicado (Sinergias: maior mão dominante esquerda-mão esquerda)
Yoshizaki et al. (2009)	Amplitude Integrada e normalizada	MMSS	Maior Trapézio superior (elevação 0-120°)
Duthilleul et al. (2015)	Amplitude Média Retificada e normalizada	MMSS	Variabilidade intragrupo semelhantes (Sinergia: maior envolvimento LNP)
Bilodeau et al. (2009)	RMS	MMSS	Maior
Zeng et al. (2017)	RMS	MMSS	Menor (Abdutor curto do polegar)

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

APÊNDICE C - Quadro 10

Quadro 10: Tarefa estática e ativação muscular

Artigos	Método de análise utilizado	Segmento corporal	Desfechos analisados para o lado preferencial em relação ao nível de ativação mioelétrica
----------------	------------------------------------	--------------------------	--

Farina et al. (2003)	RMS Frequência	MMSS	Não diferiu significativamente (RMS) Redução menos pronunciada da frequência mediana (Fadiga mais lentamente)
Oyama e Sako (2015)	RMS	MMSS	Menor co-contração dos músculos bi-articulares
Pereira et al. (2011)	RMS Frequência	MMSS	Não diferiu significativamente (RMS) Maior ativação neuromuscular para banda de frequências entre 30-60 Hz
De Luca, Sabbahi e Roy (1986)	Frequência	MMSS	Redução menos pronunciada da frequência mediana (Fadiga mais lentamente)
Diederichsen et al. (2007)	Amplitude Retificada e normalizada	MMSS	Abdução: menor amplitude de ativação. Rotação externa: maior amplitude de ativação.
Willems e Ponte (2013)	Frequência RMS	MMII	Não diferiu significativamente
Gordon et al. (2012)	Amplitude média retificada e normalizada	MMSS	Maior (Flexores do cotovelo e deltóide posterior)
Williams, Sharma e Bilodeau (2002)	Frequência	MMSS	Não diferiu significativamente
Jacobs et al. (2005)	Frequência	MMII	Não diferiu significativamente
*Kamen, Greenstein e De Luca (1992)	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	MMSS	Taxas de disparo e limiares de recrutamento mais baixo Correlação cruzada: Taxa média de disparo com latência maior

*Adam, De Luca e Erim (1998)	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	MMSS	Taxas de disparo e limiares de recrutamento mais baixo Correlação cruzada: taxa média de disparo com latência maior
*Hockensmith (2005)	Taxa de disparos das unidades motoras por EMG invasiva	MMSS	Sincronia entre pares de unidades motoras (Unidades motoras de baixo limiar)

Legenda: *Invasiva.

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

APÊNDICE D - Quadro 11

Quadro 11: Tarefa tempo de reação e nível de ativação

Artigos	Método utilizado	Segmento corporal	Resultados para os desfechos analisados para o lado preferencial comparado ao não preferencial
---------	------------------	-------------------	--

Nakamura, Taniguchi e Oshima (1976)	Amplitude Bruta	MMSS	Variabilidade menor da latência
Hongo et al. (1976)	Amplitude Bruta	MMSS	Latência Menor (Abdutor e extensores do dedo mínimo)
Niu et al. (2011)	Amplitude Média e Normalizadas	MMII	Maior ativação
Knight e Weimar (2013)	Amplitude máxima retificada e normalizada	MMII	Latência Menor
Knight e Weimar (2011)	Amplitude média e normalizada	MMII	Latência Menor
Hiraoka et al. (2017)	Amplitude Bruta	MMSS	Latência Menor
Şekir, Keles e Gur (2015)	Amplitude Bruta	MMII	Não diferiu significativamente

Fonte: Elaborado pela autora (2023).

APÊNDICE E - Quadro 12

Quadro 12: Tarefa experimental de controle postural associado aos movimentos dos membros e nível de ativação

Artigos	Método utilizado	Segmento corporal	Ativação muscular
----------------	-------------------------	--------------------------	--------------------------

Teyssedre et al. (2000)	Amplitude retificada e normalizada	Tronco e MMSS	Menor (tarefa “borda do assento”)
Butler, Hubley-Kozey e Kozey (2009)	RMS	Tronco e MMSS	Menor para músculos abdominais Não houve diferenças para extensores das costas

Fonte: Elaborado pela autora (2023).