

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

AMANDA ROSA FERREIRA JORGE

Dados Epidemiológicos Nacionais de Amputação e Proposta de Dispositivo para Treinamento
de Usuários de Próteses de Membro Superior

Uberlândia

2020

AMANDA ROSA FERREIRA JORGE

Dados Epidemiológicos Nacionais de Amputação e Proposta de Dispositivo para Treinamento de Usuários de Próteses de Membro Superior

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD

Assinatura do Orientador

Uberlândia

2020

Dedico este trabalho a Deus, à minha mãe, Alessandra, ao meu avô, Archimedes, e a todos que de alguma forma me ajudaram nesta caminhada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por sempre estar ao meu lado, mesmo quando não o vejo, nunca me abandonou e me permitiu encontrar a profissão que tenho tanto amor. Agradeço à minha mãe e amiga, Alessandra Luzia Rosa, que é peça importante na construção e formação do meu ser e está sempre presente em todos os momentos, dividindo comigo minhas vitórias.

Agradeço ao meu amado avô e pai, Archimedes Rosa Netto, que hoje, junto do Pai Eterno, sempre depositou sua confiança em mim e tornou possível a minha formação acadêmica.

Agradeço à minha avó, Adelina Leonanjo Rosa, e aos meus tios, Aristides e Kátia, pelo apoio, carinho e zelo durante a minha vida.

Agradeço imensamente ao prof. Alcimar Barbosa Soares, orientador e amigo, pela iluminação, pela motivação e pela confiança nesta jornada acadêmica.

Aos amigos da 19ª turma do curso de Engenharia Biomédica, André Dantas, Isabella Vasconcellos e Dhara Campos, e aos amigos de outros ramos da FEELT da Universidade Federal de Uberlândia, Murillo Henrique, Mateus Frasão, Carlos Davi e Tawane Paula, amigos que levarei para a vida.

Ao prof. João Batista Destro pela oportunidade de realizar meu primeiro contato com a iniciação científica e por todos os aprendizados.

Agradeço à minha amiga de muitos anos, Mariana Nascif, pelos conselhos e conversas construtivas.

Agradeço às amigas que compartilhei a rotina universitária, Ana Clara Pereira Costa e Gabrielle Macedo, porque a sintonia da vida nos tornou parceiras de pesquisas e amigas indispensáveis.

Agradeço ao Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) pela oportunidade de integração ao grupo e por todos os aprendizados vividos. Agradecimentos ao Andrei Nakagawa, Éber Lawrence, Eduardo Borges e Vinícius Teixeira por toda a ajuda e conselhos, e em especial, à minha xará de nome, Amanda Medeiros, pela qual detenho grande admiração e carinho.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa concedida durante os anos de realização de iniciação científica. Agradeço, por fim, à Universidade Federal de Uberlândia pela oportunidade de realizar um sonho.

“Confia no Senhor de todo o teu coração e não te estribes no teu próprio entendimento. Reconhece-o em todos os teus caminhos, e ele endireitará as tuas veredas.”

(Provérbios 3:5-6)

RESUMO

As taxas de amputações em um país podem estar relacionadas às políticas públicas de um governo, a predominância de certas doenças e ao nível educacional da população estudada. O Brasil possui a sexta maior população mundial e a presente escassez de estudos estatísticos em taxas de amputações no país pode atrasar a inserção de tecnologias que aprimorem as técnicas durante a reabilitação motora. Assim, foi realizado um levantamento da literatura acadêmica nacional e comparado com as taxas de amputações encontradas. A região Nordeste apresentou desde 2011, a maior incidência no total de amputações, de MMII e MMSS. Em 2019, os estados Alagoas e Sergipe apresentaram 27 amputações por 100.000 habitantes e a literatura desta região, em 20 anos, é totalmente voltada à área da saúde. A região com a maior quantidade de publicações em aplicação da engenharia na área de reabilitação motora em amputados é a região Sudeste, totalizando 7 artigos em revistas científicas. Tal fato apresenta que a tecnologia ainda está pouco inserida nesta área. A fase pré-protética é uma das fases mais importantes na reabilitação pois quanto maior o intervalo da fase pós-cirúrgica até o início da reabilitação, menor será o potencial em recuperar as capacidades motoras perdidas com a amputação. Assim, inserção da tecnologia nesta área pode trazer inúmeros benefícios. Atualmente existem as próteses ativas com controle mioelétrico que permitem avanços na execução dos movimentos cada vez mais miméticos com relação aos membros humanos saudáveis, mas que infelizmente apresentam um alto custo de aquisição. Neste trabalho foi desenvolvido uma proposta de dispositivo *armband* portátil através da coleta das informações eletromiográficas detalhadas dos músculos remanescentes do coto e do rastreamento espacial do membro, que permita a integração com softwares, prótese virtual, jogos sérios dando início à reabilitação, carregando os benefícios do treinamento motor a partir do controle mioelétrico sem a necessidade da prótese física.

Palavras-chave: Taxas de Amputação. Reabilitação. Próteses. Controle eletromiográfico.

ABSTRACT

Amputation rates in a country can be related to government policies, the prevalence of certain diseases and the educational level of the studied population. Brazil has the sixth largest population in the world and the current scarcity of statistical studies on amputation rates in the country may delay the insertion of technologies that improve techniques during motor rehabilitation. Thus, a survey of the national academic literature was carried out and compared with the reality of the amputation rates found. Since 2011, the Northeast region has had the highest incidence in total amputations, lower limbs and upper limbs. In 2019, the states of Alagoas and Sergipe had 27 amputations per 100,000 inhabitants and the literature of this region, in 20 years, is totally focused on the health area. The region with the largest number of publications in application of engineering in the field of motor rehabilitation in amputees is the Southeast region, totaling 7 articles in scientific journals. This fact shows that the technology is still little inserted in this area. The pre-prosthetic phase is one of the most important phases in rehabilitation because the longer the interval from the post-surgical phase to the beginning of rehabilitation, the less the potential to recover motor skills lost with amputation. Thus, the insertion of technology in this area can bring numerous benefits. Currently, there are active prostheses with myoelectric control that allow advances in the execution of increasingly mimetic movements with emphasis on healthy human members, but which unfortunately have a high acquisition cost. In this work, a proposal for a portable armband device was developed through the collection of detailed electromyographic information of the remaining muscles of the stump and spatial limb tracking, which allows integration with software, virtual prosthesis, serious games, beginning the rehabilitation, carrying the benefits of motor training from myoelectric control without the need for physical prosthesis.

Keywords: Amputation Rates. Rehabilitation. Prostheses. Myoelectric Control.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Incidência do total de amputações por estados no Brasil em 2019. Variação da incidência de 5.06 à 27.15 amputações por 100.000 habitantes. Quanto mais densa a cor do estado, mais próximo do valor máximo.....	18
Figura 2 -	Incidência de amputações apenas de membro superior por estados no Brasil em 2019. Variação da incidência de 0.21 à 2.38 amputações de MMSS por 100.000 habitantes. Quanto mais densa a cor do estado, mais próximo do valor máximo.....	18
Figura 3 -	Proporção (em porcentagem nacional) da incidência de amputações por regiões do Brasil pelo tipo de amputação, em 2019. O eixo X apresenta as regiões do Brasil por porcentagem e o eixo Y a porcentagem de contribuição de cada região. As barras de cor rosa claro são sobre amputações MMSS, a barra azul é amputações MMII e a barra vermelha representa o total de amputações.....	19
Figura 4 -	Incidência do total de amputações, de MMSS e MMII, nas regiões do Brasil nos últimos 10 anos. Evolução dos casos entre 2010 e 2019, por 100.000 habitantes.....	20
Figura 5 -	Incidência de amputação somente de MMSS nas regiões do Brasil nos últimos 10 anos. Evolução dos casos entre 2010 e 2019, por 100.000 habitantes.....	21
Figura 6 -	Incidência de amputações (por 100.000 habitantes) com foco na causa dos procedimentos por regiões em 10 anos (2010 - 2019).....	21
Figura 7 -	Níveis de amputação de membro superior.....	40
Figura 8 -	Prótese de dedo indicador instalada (resultado final).....	41
Figura 9 -	Exemplo de prótese mecânica <i>bypass</i> acionada pelo corpo.....	41
Figura 10 -	Mãos protéticas, com controle mioelétrico, mais avançadas disponíveis no mercado.....	43
Figura 11 -	Categorização de sistemas de controle de próteses híbridas.....	43
Figura 12 -	Microestrutura do músculo esquelético. Uma fibra muscular esquelética contém numerosas miofibrilas, cada qual composta por unidades denominadas sarcômeros.....	45

Figura 13 -	O potencial de ação é produzido pelo aumento da permeabilidade da membrana do neurônio aos íons de sódio. À medida que os íons sódio influem para o meio intracelular do neurônio, a alteração se torna cada vez mais positiva e um potencial de ação é gerado.....	47
Figura 14 -	(a) Quando a fibra nervosa polarizada negativamente é estimulada, os canais de sódio se abrem, alguns íons de sódio se difundem para o interior e a membrana é despolarizada. (b) Quando os canais de potássio se abrem, os íons de potássio se difundem para o meio extracelular e a membrana é repolarizada.....	45
Figura 15 -	Frequências de disparos de potenciais de ação em diferentes unidades motoras que, pela sobreposição, possuem influência no sinal EMG final captado.....	49
Figura 16 -	Sinal eletromiográfico bruto de três contrações estáticas do músculo bíceps braquial.....	50
Figura 17 -	Reconhecimento de padrões eletromiográficos.....	51
Figura 18 -	Sistema de controle proporcional no domínio do tempo.....	51
Figura 19 -	Proposta de dispositivo <i>armband</i> de aquisição de 8 canais de sinais eletromiográficos de superfície.....	56
Figura 20 -	Proposta do Sistema completo. <i>Armband</i> conectado à placa principal.....	57
Figura 21 -	A) Representação gráfica da <i>armband</i> com 8 células de captação de sinal EMG e um sensor inercial no eletrodo principal. B) Imagem física do hardware desenvolvido com conexão <i>armband</i> e placa principal por cabo USB tipo C 3.1.....	57
Figura 22 -	Condicionamento do sinal desde a captação até a conversão analógico/digital.....	58
Figura 23-	O modelo de um dipolo elétrico andante nas membranas das fibras musculares.....	59
Figura 24 -	Exemplo de geração de um potencial de ação trifásico em uma única unidade motora.....	59
Figura 25 -	Fluxo de dados EMG através da <i>armband</i> projetada.....	60
Figura 26 -	Eletrodo comum da pulseira projetada.....	61
Figura 27 -	Diagrama esquemático do eletrodo comum.....	62

Figura 28 -	A) Indicação do eletrodo principal no dispositivo <i>armband</i> desenvolvido. B) Vista superior do eletrodo principal. C) Vista inferior da célula principal, à mostra os dois eletrodos de captação e o eletrodo de referência, no centro.....	63
Figura 29 -	Diagrama esquemático do eletrodo principal.....	64
Figura 30 -	Apresentação das duas camadas do conector flexível da <i>armband</i> em vermelho (top layer) e em azul (bottom layer).....	65
Figura 31 -	A) Vista inferior do cabo conector flexível; B) Vista inferior de um conector macho do cabo conector flexível; C) Vista total da estrutura do cabo conector flexível.....	66
Figura 32 -	<i>Hardware</i> placa principal do projeto, apresentação das partes que a constituem: circuito de condicionamento do sinal EMG em 3 estágios, microcontrolador, módulo <i>wireless</i> e fonte de alimentação.....	66
Figura 33 -	Resposta em frequência do amplificador segundo a faixa de operação do sinal analisado.....	68
Figura 34 -	Amplificador de ganho programável utilizado no projeto LTC6910-1.....	68
Figura 35 -	Relação valores de entradas digitais e o ganho V/V no sinal de entrada.....	69
Figura 36 -	Diagrama esquemático dos estágios de condicionamento do sinal eletromiográfico na placa principal.....	70
Figura 37 -	Módulo wireless nRF24LE1.....	71
Figura 38 -	Diagrama esquemático da placa principal contemplando a fonte, o condicionamento dos sinais eletromiográficos, o módulo STM32F103C8T6 e o módulo <i>wireless</i> nRF24LE1.....	72
Figura 39 -	Participação no artigo publicado no Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (COBEC) 2018.....	76
Figura 40 -	Participação no artigo publicado no CEEL 2018.....	76
Figura 41 -	Participação no artigo publicado no SEB 2019.....	76
Figura 42 -	Aceite de publicação do artigo “Amputation Rates in Southeastern Brazil” no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2020.....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Estudos publicados sobre amputações no Brasil. A tabela mostra o estado a que se refere o estudo, ano de publicação, número de sujeitos (N), a fonte de dados do estudo; MR: Registros médicos; V: voluntários e a área da revista em que o artigo foi publicado.....	23
------------	---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BRAZUPA	Estudo Cooperativo Brasileiro sobre Úlcera, Neuropatia Periférica Grave e Amputação
CBR	Reabilitação Baseada na Comunidade
DataSUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde do Brasil
DoF	Graus de Liberdade
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
IBGE	Instituto Brasileira de Geografia e Estatística
IPEA	Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada
LEA	Amputação de Extremidade de Membro Inferior
LLA	Amputação de Membro Inferior
MMII	Membros Inferiores
MMSS	Membros Superiores
OMS	Organização Mundial da Saúde
ONU	Organização das Nações Unidas
PIB	Produto Interno Bruto
sEMG	Sinal Eletromiográfico de Superfície
SUS	Sistema Único de Saúde
UEA	Amputação de Extremidade de Membro Superior
ULA	Amputação de Membro Superior

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	12
CAPÍTULO 1	15
DADOS EPIDEMIOLÓGICOS NACIONAIS DE AMPUTAÇÃO	15
1.1 Introdução	15
1.2 Coleta de dados DataSUS	17
1.3 O Estado da Arte relacionado às amputações no Brasil	22
1.4 Desenvolvimento e Discussão dos Dados	31
1.5 Brasil e Mundo	34
1.6 Conclusão	36
CAPÍTULO 2	38
PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	38
2.1 Introdução	38
2.2 Amputações	39
2.3 Tipos de Próteses de Membro Superior	40
2.3.1 Próteses Cosméticas	40
2.3.2 Próteses Passivas Mecânicas (<i>Body-powered prosthesis</i>)	41
2.3.3 Próteses Ativas com Controle Mioelétrico	42
2.4 Controle Mioelétrico	44
2.4.1 Fisiologia dos Músculos Esqueléticos	44
2.4.2 Potencial de Repouso da Membrana Neural	45
2.4.3 Potencial de Ação	45
2.4.4 Junção Neuromuscular e Placa Motora	47
2.4.5 A Contração Muscular e a Eletromiografia	48
2.4.6 Controle de Próteses por Eletromiografia	50
2.5 O Uso de Próteses	52
CAPÍTULO 3	54
PROPOSTA DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO DE USUÁRIOS DE PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	54
3.1 Introdução	54
3.2 Desenvolvimento do Projeto	55
3.3 Eletrodos Não-Invasivos	58
3.4 Eletrodos Desenvolvidos	60

3.4.1	Eletrodo Comum.....	60
3.4.2	Eletrodo Principal.....	63
3.5	Cabo Conector Flexível	65
3.6	Placa Principal	66
3.6.1	1º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico.....	67
3.6.2	2º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico.....	67
3.6.3	3º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico.....	69
3.6.4	Módulo <i>wireless</i> nRF24LE1	71
3.6.5	Módulo STM32F103C8T6	71
3.6.6	Fonte de Alimentação	73
3.7	Estado Atual do Projeto	73
3.8	Conclusão.....	74
CAPÍTULO 4.....		75
CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....		75
4.1	Conclusões Gerais	75
4.1.1	Trabalhos Acadêmicos	76
4.2	Trabalhos Futuros	77
REFERÊNCIAS		78

INTRODUÇÃO

A imagem e a consciência que o homem possui sobre seu próprio corpo, reflete diretamente na sua autoimagem, autoestima e personalidade. O corpo é sua expressão e interação com o ambiente que o rodeia, ou seja, pode ser considerado sinônimo de identidade (SEREN, 2014). Quando é necessário realizar a amputação ocorre-se a desarticulação total ou parcial de um membro (FERREIRA, 2018). Este fato pode ocasionar futuros transtornos mentais, por exemplo, ansiedade, depressão, desenvolvimento de comportamentos agressivos, perda de autoestima e de autoconfiança (SEREN, 2014; NUNES, 2012, GOIATO, 2012; LUZA, 2019) e resultando, em barreiras sociais, conflitos interpessoais e isolamento em suas relações (SEREN, 2014, GOIATO, 2012; HELITO, 2014). Os membros superiores e inferiores são essenciais para a interação adequada com o ambiente circundante (CORDELLA, 2016). Uma medida primária para reabilitar amputados é adaptá-los com próteses especificamente projetadas, na esperança de que melhorem a qualidade de vida, permitindo que os amputados realizem várias atividades na rotina diária (BIDDISS, 2007). Assim, a reabilitação, além do uso da prótese, traz consigo a elaboração de um novo projeto de vida, de retomada parcial do desempenho das atividades cotidianas, retomada da autoconfiança, consciência da limitação em prol do aumento da qualidade de vida (SEREN, 2014; BIDDISS, 2007).

As taxas de amputações em uma população podem expressar várias relações entre o nível da qualidade de vida, nível de desenvolvimento humano e nível da educação de seus habitantes, bem como as políticas públicas promovidas pelo governo ou mesmo a predominância de certas doenças (MATOS, 2020). Segundo Bergo et al. (2018), não existem estudos estatísticos acurados no Brasil sobre o número de amputados por ano, confirmando uma deficiência na abordagem desse tema na literatura brasileira (BERGO, 2018). Nunes et al. (2014) afirma que quanto menor o nível de escolaridade dos pacientes estudados, menor adaptação aos dispositivos protéticos (NUNES, 2014). Em outras palavras, se os dispositivos protéticos visam facilitar a reinserção social do indivíduo, a falta da adequada educação e conhecimento pode ter um impacto grave na qualidade de vida futura destes sujeitos amputados. Atualmente, o Brasil ocupa o 79º lugar, no ranking global do Índice de Desenvolvimento Humano (IDH), com escolaridade média de apenas 7,8 anos (UNITED NATIONS DEVELOPMENT PROGRAMME).

Conforme Cunha et al. (2017) apresenta, o sistema nervoso central exibe uma plasticidade significativa após uma lesão, particularmente, após amputação de membros

inferiores (MMII) (CUNHA, 2017). Consequentemente, nestes níveis de amputações, o padrão de marcha sofre uma mudança drástica porque não há mais o *feedback* proprioceptivo do membro ausente, o que reduz sua representação nas áreas do córtex motor primário e somatosensorial (CUNHA, 2017). Este fato, destaca a importância da reabilitação logo após a amputação, principalmente se o paciente irá receber próteses (O’SULLIVAN, 2018).

O estudo de Toscano et al. (2018) apresenta os custos que a ocorrência de pés diabéticos em brasileiros exige para o Sistema Único de Saúde (SUS). Ao todo, no ano de 2014, a estimativa de gastos alcançou 360 milhões de dólares. E, também apresenta, a pesquisa realizada pelo Estudo Cooperativo Brasileiro sobre Úlcera, Neuropatia Periférica Grave e Amputação (BRAZUPA), de 1055 diabéticos entrevistados, 13.7% sofreram amputação (TOSCANO, 2018). Assim, correlaciona-se que em vista da ocorrência de pés diabéticos, de úlceras em extremidades de membros, entre outras etiologias que levam à amputação, há um custo a ser coberto tanto pelo SUS quanto particular do paciente, levando em consideração o custo da prótese física, o mecanismo terapêutico na fase pré-protética e no treinamento físico apropriado para incorporação da prótese .

Dentre os problemas de ausência de conhecimento sobre os dados de amputações no Brasil, visto que é um país de dimensões continentais, e os custos inerentes ao processo de amputação e reabilitação, é necessário uma compreensão do perfil epidemiológico da região abordada. Assim, de acordo com as características encontradas nessa população, encorajar o desenvolvimento de processos tecnológicos mais acessíveis em reabilitação e basear um treinamento mais efetivo no processo de pré-protetização.

Os dispositivos vestíveis e portáteis denominados *armband*, os quais aquisicionam os sinais eletromiográficos, estão presentes em diversas pesquisas que abordam a análise e validação de algoritmos de classificação de movimentos convencionais de mão e punho, análise e comparação entre diferentes tipos de controles mioelétricos, manipulação de interfaces homem-máquina e, também, a integração destes dispositivos com os jogos sérios (RAWAT, 2016; DING, 2018; KANOVA, 2020).

De fato, para uma reabilitação mais eficiente, a análise mais detalhada dos sinais eletromiográficos dos músculos remanescentes do coto do indivíduo amputado permite um caminho mais realista para desenvolver o treinamento motor. Assim, a proposta de uma *armband* que aquisiciona os sinais eletromiográficos com uma maior taxa de amostragem do que o mercado apresenta, abre novos caminhos na área de reabilitação neuromotora.

A partir disso, o objetivo deste trabalho é a realização de um levantamento de dados de amputações nacionais para expor a necessidade e a demanda de tecnologia nacional, próteses

nacionais, a um custo acessível. E em seguida, apresentar a proposta de dispositivo para treinamento de usuários de próteses de membro superior, que possa ser portátil e utilizado em regiões de baixo poder econômico, e que auxilie no processo de reabilitação do paciente considerando o maior detalhamento do sinal eletromiográfico do membro remanescente sem a necessidade da prótese física.

CAPÍTULO 1

DADOS EPIDEMIOLÓGICOS NACIONAIS DE AMPUTAÇÃO

1.1 Introdução

Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), mais de 15% da população mundial apresenta algum tipo de deficiência e, com o envelhecimento, esse número aumentará. Globalmente, mais de 1 bilhão de pessoas precisam de pelo menos 1 produto ou tecnologia assistiva. A previsão é que em 2030 esse número aumente em 100% (WHO: REHABILITATION). A Índia, por exemplo, possui a 2ª maior população mundial, contando com 1 bilhão de habitantes (UN POPULATION FUND). Em 2001, de acordo com Pooja et al. (2013), 21 milhões de pessoas viviam com alguma deficiência. Este país emergente possui o senso de reabilitação baseado na comunidade (CBR). O CBR consiste em programas de educação, prevenção de lesões, reabilitação de idosos e treinamento de habilidades para a vida (para reduzir o índice de criminalidade, por exemplo) que de forma sustentável e apoiada pela Organização Mundial da Saúde (OMS), visa reduzir os índices de amputações neste país. Além disso, em relação aos amputados, eles têm o sentimento de “acompanhamento” que é fundamental para manter a união e o entusiasmo entre recém amputados e amputados já reabilitados [POOJA, 2013; THOMAS, 2019].

Os Estados Unidos da América têm a 3ª maior população do mundo (UN POPULATION FUND). Carey et al. (2016) percebeu que em 2005, aproximadamente 1,6 milhão de pessoas viviam com alguma amputação nos Estados Unidos (CAREY, 2016), e em 2020, estima-se que aumentaria para mais de 2,3 milhões. No caso de amputações de membros superiores (MMSS), Carey et al. (2016) mostra que 14% das amputações foram neste nível e, de acordo com Kelley et al. (2015), até 2050, a previsão é aumentar mais de 94.000 registros de amputações de MMSS (CAREY, 2016; KELLEY, 2015).

Segundo Piazza et al. (2017), a identificação das dificuldades e limitações de uma determinada população pode estimular ainda mais pesquisas científicas (PIAZZA, 2017). Em um estudo mais recente, Pires et al. (2020), expressa que faltam pesquisas com relação às amputações no Brasil e os instrumentos existentes são insuficientes para proporcionarem uma evolução na qualidade de vida, na viabilização de atividades físicas aos deficientes e na

promoção do uso e ajustes de próteses (PIRES, 2020). Com o foco de evitar esta deficiência, com base em Ostlie et al. (2011), o futuro em relação aos serviços de saúde de um país necessita do conhecimento específico da sua população e das características anatômicas dos amputados (OSTLIE, 2011).

Neste sentido, o desenvolvimento da Engenharia Biomédica no ambiente nacional é de suma importância, pois pode contribuir com a inserção da tecnologia à uma reabilitação mais rápida, mais assertiva e com mais conforto. Conforme relatado por Junior et al. (2017), embora as próteses façam parte da reabilitação, o programa de reabilitação está focado em restaurar a capacidade que se perdeu ao realizar o procedimento de amputação (JUNIOR, 2017). Desta forma, existem tecnologias que podem ser utilizadas para treinar o amputado, visando restaurar essa capacidade perdida o mais rápido possível através jogos sérios, treinamentos em ambientes virtuais e em realidade aumentada e dispositivos vestíveis, antes do paciente receber a prótese física adequada (SOARES, 2003; SAMUEL, 2017; SHARMA, 2018).

Diante disso, alguns estudos, como Kavamoto et al. (2005), explicam a possibilidade da educação e reabilitação orientada à distância baseada em *Internet Learning* e auxiliada por profissionais locais especializados (KAVAMOTO, 2005). Advindo da importância da tecnologia na área de reabilitação, alguns métodos de controles inteligentes se concentram em minimizar a energia gasta pelo amputado durante o aprendizado e transferir o ônus do treinamento para o ambiente virtual/prótese mais adaptativo (BIDDIS, 2007). E também, o desenvolvimento de um ambiente de treinamento virtual possibilita ao amputado, logo no período pré-protético, iniciar sua reabilitação com conforto enquanto não recebe sua prótese devidamente ajustada (SHARMA, 2018). Com esta integração, visa-se reduzir a taxa de abandono do uso de próteses. Um bom exemplo para a transferência do ônus durante o aprendizado, é o reconhecimento do padrão individual de sinais de eletromiografia (EMG) dos músculos remanescentes do coto com dispositivos vestíveis (por exemplo, *Myo*) (SHARMA, 2018). Esses sinais EMG individuais podem ser adicionados às próteses ativas (SAMUEL, 2017) possibilitando maior satisfação no controle das mesmas.

O Brasil, em 2019, segundo a ONU, apresentou a sexta maior população mundial, aproximadamente 210.147.125 habitantes. Até os dias atuais não foi explorada a porcentagem de procedimentos de amputação no Brasil (que compõe uma das categorias de deficiência explorada pela ONU), tampouco a incidência progressiva de amputações ao longo dos últimos 10 anos. E, através deste estudo, espera-se estimular o desenvolvimento de futuras tecnologias em reabilitação através do conhecimento acerca das características da população com amputação.

1.2 Coleta de dados DataSUS

A incidência de amputações no Brasil foi avaliada por meio do banco de dados do sistema público de saúde, o Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DataSUS) (MINISTÉRIO DA SAÚDE). Os dados foram analisados por 100.000 habitantes em cada estado, região e todo o país, considerando o Censo Populacional divulgado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Primeiramente, foi considerada a incidência de amputações em 2019 e, a seguir, nos últimos 10 anos no Brasil. O nível de amputação MMSS e a incidência de amputações em todos os níveis, ou seja, total (MMSS e MMII) foram observados separadamente. Bem como, a proporção de incidência para cada região: Norte, Nordeste, Centro-Oeste, Sudeste e Sul e para cada estado brasileiro. Os dados coletados do DataSUS são apresentados nas figuras 1 a 6. As figuras 1 a 3 referem-se à incidência de amputações relatada em 2019. E as figuras 4, 5 e 6 referem-se ao intervalo de 10 anos (2010 – 2019).

A figura 1 apresenta a incidência de amputações totais por 100.000 habitantes abrangendo todos os estados do Brasil. A incidência varia de 5,06 (menor taxa de incidência no estado do Rio Grande do Sul) a 27,15 (maior incidência no estado de Alagoas). Isso significa que para cada 100 mil habitantes, temos aproximadamente 5 casos de amputação no estado do Rio Grande do Sul e 27 casos em Alagoas.

Na figura 2 encontra-se a incidência de amputações de MMSS abrangendo, também, todo o país. A faixa de incidência é de 0,21 a 2,38, expressando o estado do Acre com maior incidência de amputações de MMSS. A diferença entre as figuras 1 e 2 é muito clara.

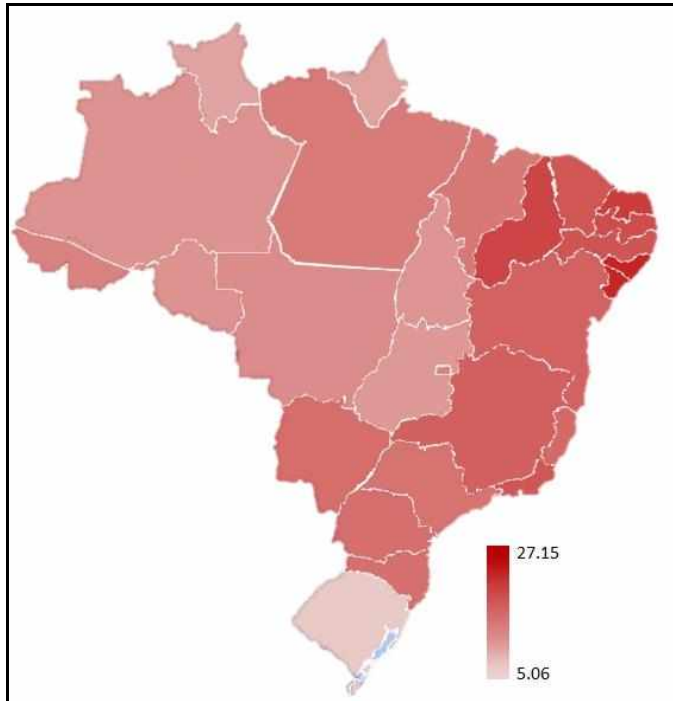


Figura 1: Incidência do total de amputações por estados no Brasil em 2019. Variação da incidência de 5.06 à 27.15 amputações por 100.000 habitantes. Quanto mais densa a cor do estado, mais próximo do valor máximo.

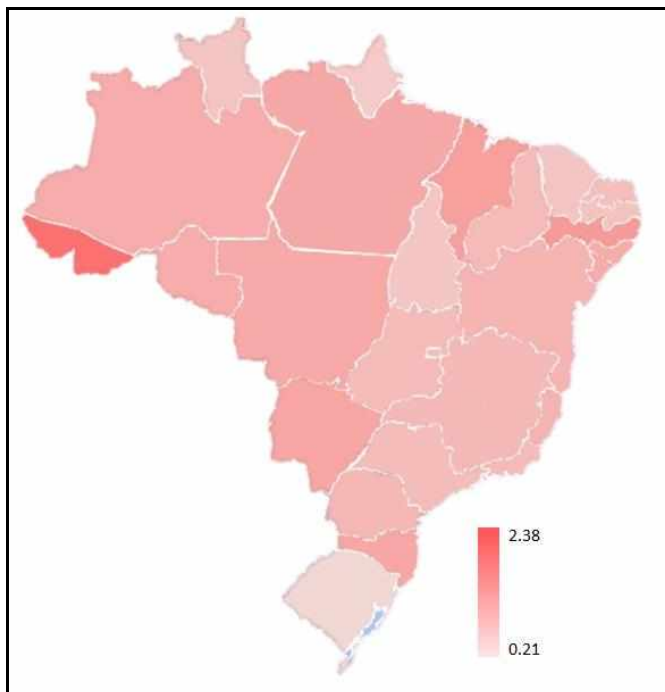


Figura 2: Incidência de amputações apenas de membro superior por estados no Brasil em 2019. Variação da incidência de 0.21 à 2.38 amputações de MMSS por 100.000 habitantes. Quanto mais densa a cor do estado, mais próximo do valor máximo.

A figura 3 apresenta a proporção das amputações em relação à quantidade de amputações em 2019, ou seja, mostra a contribuição de cada região no número total de amputações em porcentagem nacional, e desconsidera a incidência por 100.000 habitantes. A região Sudeste apresentou a maior proporção em todas as categorias: quase 35% para MMSS, mais de 40% para MMII e o total de amputações. A região Nordeste apresentou o segundo maior percentual em todas as categorias atingindo 30% para MMSS, MMII e para o total. A terceira região que mais influenciou na quantidade de procedimentos foi a região Sul, onde todas as categorias atingiram 15%. As regiões Norte e Centro-Oeste apresentaram percentuais equivalentes para MMII e amputações totais. Em relação ao MMSS, Norte apresentou 10% e Centro-Oeste ligeiramente abaixo desse percentual.

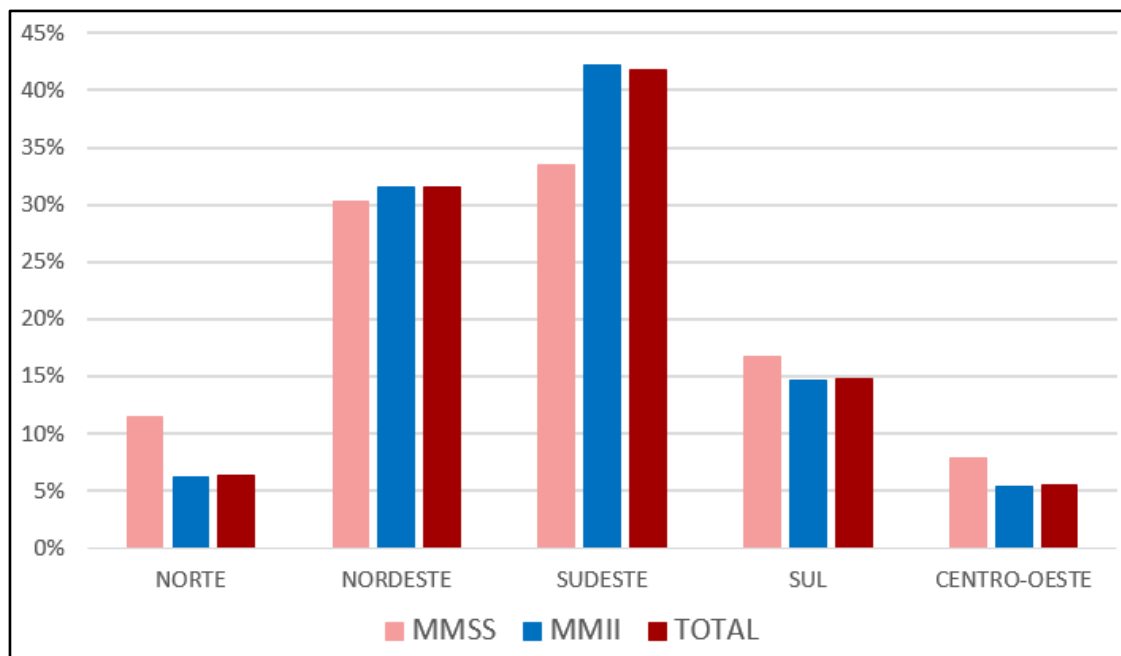


Figura 3: Proporção (em porcentagem nacional) da incidência de amputações por regiões do Brasil pelo tipo de amputação, em 2019. O eixo X apresenta as regiões do Brasil e o eixo Y a porcentagem de contribuição de cada região. As barras de cor rosa claro são sobre amputações MMSS, a barra azul é amputações MMII e a barra vermelha representa o total de amputações.

As figuras 4 e 5 apresentam a evolução, em 10 anos (2010 a 2019), das incidências de amputações por regiões do Brasil. A figura 4 mostra o total de amputações (MMSS e MMII) e a figura 5 mostra as amputações somente no nível de MMSS. Também considerando o intervalo de 10 anos, a figura 6 apresenta a incidência do total de amputações com foco na causa dos

procedimentos de amputação por regiões: Norte, Nordeste, Centro-Oeste, Sudeste e Sul. De acordo com o banco de dados do DataSUS, o caráter dos procedimentos de amputação são divididos em: urgência médica (por exemplo, traumas), cirurgias eletivas, oncologia; acidentes de trânsito e outras causas externas (por exemplo, agentes químicos).

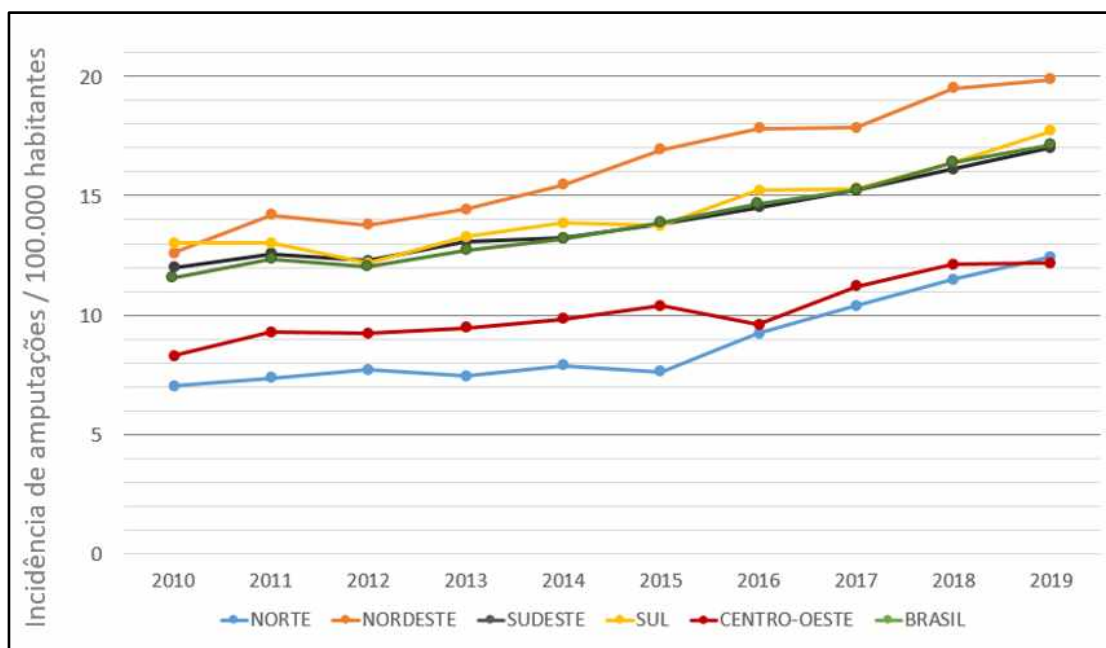


Figura 4: Incidência do total de amputações, de MMSS e MMII, nas regiões do Brasil nos últimos 10 anos. Evolução dos casos entre 2010 e 2019, por 100.000 habitantes.

Pode-se notar que, com relação à figura 4, a maior incidência de amputações pertence à região Nordeste desde 2011. E em 2019, este índice chegou a quase 20 amputações por 100.000 habitantes. Com relação à incidência de amputações de MMSS, a figura 5, a região Centro-Oeste liderou entre os anos de 2011 à 2018. E a região Norte, liderou nos anos 2018 e 2019, com mais de 0,92 amputações por 100.000 habitantes.

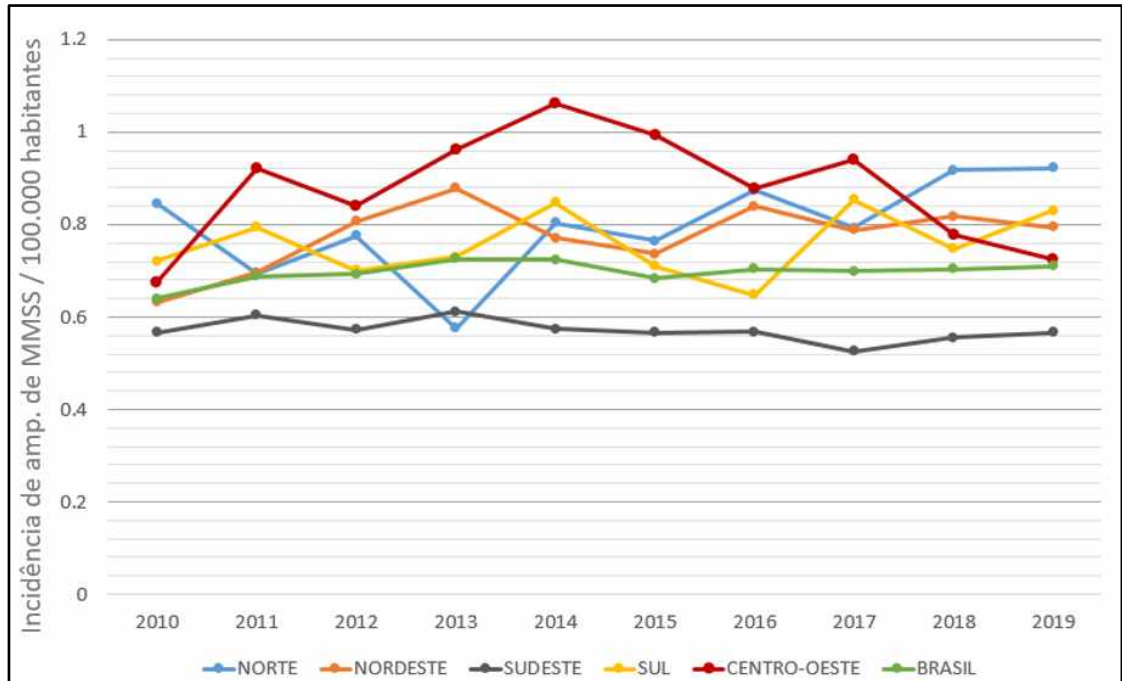


Figura 5: Incidência de amputação somente de MMSS nas regiões do Brasil nos últimos 10 anos. Evolução dos casos entre 2010 e 2019, por 100.000 habitantes.

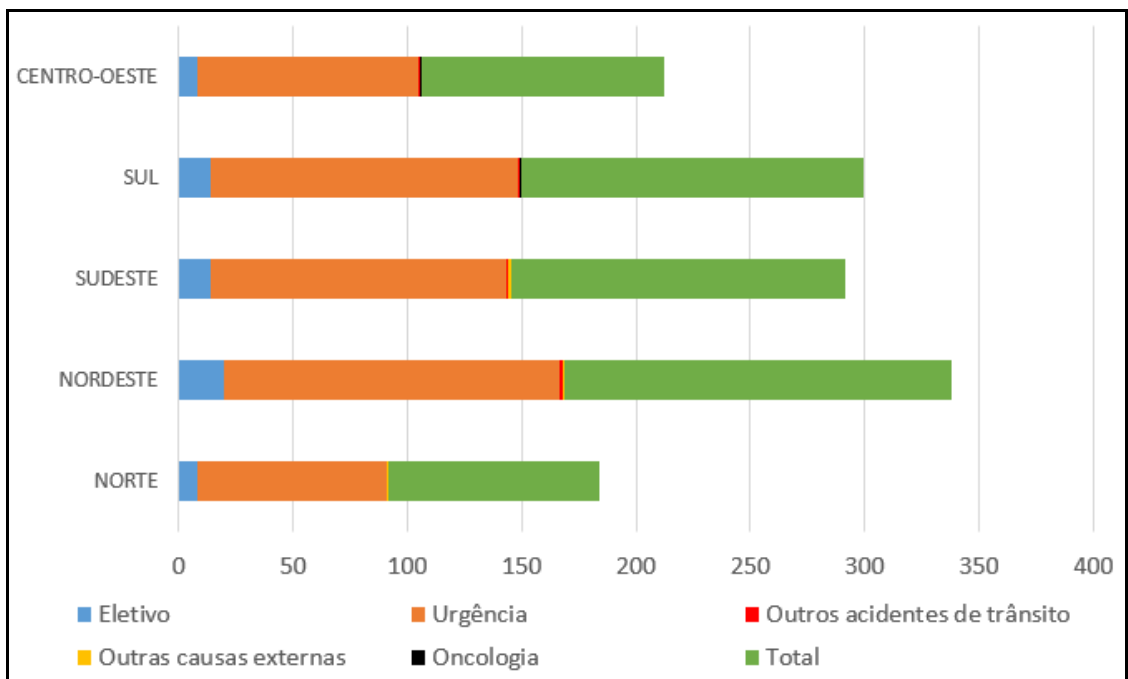


Figura 6: Incidência de amputações (por 100.000 habitantes) com foco na causa dos procedimentos por região em 10 anos (2010 - 2019).

A partir da figura 6, pode-se observar que a região Nordeste apresentou a maior incidência de amputações de caráter eletivo, aproximadamente 20 amputações por 100.000

habitantes. Também apresentou a maior incidência de amputações de caráter de urgência médica, ao todo 147 amputações por 100.000 habitantes. E, ainda esta região, também apresentou a maior incidência no caráter de outros tipos de acidentes de trânsito com 1.30 amputações. Para o caráter outras causas externas (por exemplo, agentes químicos), a região Sudeste apresentou o maior índice com 1.2 amputações por 100.000 habitantes. Com relação ao caráter oncologia, a região Sul apresentou a maior incidência com 0.42 amputações por 100.000 habitantes em 10 anos.

1.3 O Estado da Arte relacionado às amputações no Brasil

Foi realizada uma busca de artigos relacionados às amputações no Brasil. Para a busca literária foram utilizadas as seguintes bases de dados: PubMed, Virtual Health Library (VHL), ScienceDirect e Scielo. As palavras-chave utilizadas foram: limb prosthesis Brazil, amputation Brazil, rehabilitation of amputees Brazil.

No total, foram encontrados 3.519 artigos no período de 2000 a 2020. Selecionamos apenas os artigos relacionados ao Brasil, resultando em 73 artigos. Os artigos selecionados foram classificados em três áreas principais de acordo com a área da revista em que foi publicado: saúde, reabilitação e engenharia. Na área da saúde, foram considerados artigos relacionados à saúde coletiva, estudos transversais de base hospitalar, estudos de relato de caso e também estudos retrospectivos, descritivos e quantitativos. Na área de reabilitação, foram encontrados artigos publicados em periódicos relacionados a movimentos fisioterapêuticos, próteses e órteses, análises da marcha, escalas de satisfação com as próteses, questionários a voluntários amputados e aspectos físicos. E no campo da engenharia, artigos publicados em periódicos relacionados à ciência e ao desenvolvimento de novas tecnologias com foco na reabilitação de amputados (por exemplo, ambientes virtuais e aumentados, próteses ativas, aplicação de dispositivos na reabilitação de amputados).

Estes artigos foram subdivididos em regiões considerando a base de dados local utilizada e / ou a localização do primeiro autor, resultando em: 5 artigos relacionados ao Norte, 15 artigos relacionados ao Nordeste, 4 artigos ao Centro-Oeste, 35 artigos ao Sudeste, 12 artigos para o Sul, e 2 artigos referentes a todo o Brasil. A Tabela 1 mostra a relação entre os artigos e os estados do Brasil.

Tabela 1 – Estudos publicados sobre amputações no Brasil. A tabela mostra o estado a que se refere o estudo, ano de publicação, número de sujeitos (N), a fonte de dados do estudo; MR: Registros médicos; V: voluntários e a área da revista em que o artigo foi publicado

Região	Estado	Autores	Tema Principal	Ano	N	Banco de Dados	Área da Revista
NORTE	AM	Costa et al.	Experiência inicial com reimplante de mão após amputação traumática em centro não especializado	2006	5	V	Saúde
	AM	Cleinaldo et al.	Trauma vascular pediátrico em Manaus, Brasil	2016	71	MR	Saúde
	PA	Junior et al.	Trauma vascular na Amazônia - o desafio de grandes distâncias	2015	173	MR	Saúde
	PA	Soares et al.	Lesões vasculares relacionadas a variáveis demográficas e clínicas no estado do Pará, Brasil	2015	264	MR	Saúde
	PA	Marinho et al.	Trauma vascular na Amazônia: atualizando o desafio	2018	288	MR	Saúde
NORDESTE	PI	Araujo et al.	Caracterização sociodemográfica de pacientes com úlceras	2017	38	MR	Saúde
	RN	Sousa et al.	Reabilitação devido a acidentes de trânsito	2017	155	V	Saúde
	PB	Almeida et al.	Fatores clínicos predisponentes para membros inferiores amputations	2018	103	V	Saúde
	PE	Vieira-Santos et al.	Prevalência e fatores associados ao pé diabético	2008	1,374	MR	Saúde
	PE	Santos et al.	Fatores associados a amputações causadas por pé diabético	2015	137	V	Saúde

	PE	Souza et al.	Etiologia das amputações	2019	274	MR	Saúde
	AL	Assumpção et al.	Amputações maiores e menores em pacientes diabéticos	2009	93	V	Saúde
	AL	Peixoto et al.	Incidência de ULA and LLA no estado de Alagoas	2017	-	Review	Saúde
	SE	Nunes et al.	Transtornos mentais comuns em pacientes submetidos a LLA	2012	149	V	Saúde
	SE	Nunes et al.	Adaptação dos amputados com próteses	2014	138	V	Saúde
	BA	Lopes et al.	Fatores associados ao estado funcional do idoso amputado com diabetes mellitus	2010	63	V	Saúde
	BA	Ramos et al.	Preditores de amputação em pacientes com isquemia crítica de membro inferior	2016	182	V	Saúde
	BA	Borges et al.	Preditores de amputações maiores	2017	-	-	Saúde
	BA	Alana et al.	Capacidade funcional de idosos com LLA após reabilitação com prótese	2019	29	V	Reabilitação
	CE	Alves et al.	Prevalência e fatores associados ao LLA em indivíduos com DM tipo II	2020	385	V	Saúde
CENTRO-OESTE	GO	Paz et al.	Perfil de indivíduos com amputação MMII	2018	53	V	Saúde
	GO	Rodrigues et al.	Efeitos de superfícies inclinadas em amputados LLA	2019	40	V	Engenharia
	-	Senefonte et al.	Amputação primária após	2012	108	MR	Saúde

	-	Coimbra et al.	trauma no Centro-Oeste Questionário sobre a frequência de dor em membro fantasma no Centro-Oeste	2018	16	V	Saúde
SUDESTE	MG	Tavares et al.	Perfil dos pacientes submetidos à amputação relacionada ao DM	2009	141	MR	Saúde
	MG	Dornelas et al.	Uso de prótese e retorno ao trabalho de amputados envolvidos em acidentes de trânsito	2010	192	MR	Saúde
	MG	Seren et al.	O luto e suas etapas no amputado	2014	4	V	Saúde
	MG	Cunha et al.	Influência da prática na tarefa mental orientada na marcha de amputados transtibiais	2017	16	V	Engenharia
	MG	Leite et al.	Desfechos gerais e fatores de risco para amputações no Brasil	2017	342	MR	Saúde
	MG	Costa et al.	Úlcera de pé diabético acarreta em altas taxas de amputação e mortalidade	2017	654	MR	Saúde
	MG	Matsumoto et al.	Tratamento de lesões na ponta do dedo por especialistas em cirurgia de mão no Brasil	2018	-	-	Saúde
	MG	Baumfeld et al.	Fatores relacionados ao nível de amputação e cicatrização de feridas em diabéticos	2018	139	MR	Saúde

ES	Gurve et al. et al.	Seleção de canal de EEG específico do sujeito para reconhecimento de imagética motora de membros inferiores	2019	10	V	Engenharia
RJ	Spichler et al.	Método de captura-recaptura para estimar as taxas de amputação de membros inferiores no Rio de Janeiro, Brasil	2001	3,954	MR	Saúde
RJ	Mozella et al.	Amputação após falha ou complicação da artroplastia total do joelho	2013	2,409	MR	Saúde
RJ	Bramati et al.	Amputados de membros inferiores sofrem plasticidade de longo intervalo na conectividade funcional sensório-motora	2019	9	V	Engenharia
RJ	Nery et al.	Experiência brasileira de substituição total de tornozelo	2020	13	V	Saúde
SP	Diogo et al.	Satisfação geral com a vida entre os idosos com LLA	2003	40	V	Saúde
SP	Cura et al.	Tipos de atuadores para próteses ativas de membros superiores	2003	-	Review	Engenharia
SP	Gamba et al.	LEA em pacientes diabéticos	2004	351	MR	Saúde
SP	Degodoy et al.	LEA: Um estudo de acompanhamento de 6 anos no Brasil	2005	50	V	Saúde
SP	Kavamoto et al.	Reabilitação e educação a	2005	136	V	Engenharia

		distância com base em videoconferência e aprendizagem pela Internet				
SP	Goiato et al.	Prótese de polegar retida por implante	2009	1	V	Saúde
SP	Soares et al.	Parâmetros biomecânicos da marcha entre amputados transtibiais	2009	-	Review	Saúde
SP	Patel et al.	O aparelho locomotor visto em revistas médicas brasileiras	2011	-	Review	Saúde
SP	Goiato et al.	Prótese de dedo retida por implante	2012	1	V	Reabilitação
SP	Chamlan et al.	Uso de prótese em LLA devido a PAD	2014	310	MR	Reabilitação
SP	Helito et al.	Avaliação da capacidade de locomoção de amputados	2014	1,596	MR	Reabilitação
SP	Silva Junior et al.	Desenvolvimento de uma prótese transfemoral inteligente de baixo custo para amputados	2015	-	-	Engenharia
SP	Tardivo et al.	Algoritmo para prever o risco de amputação do pé diabético	2015	62	V	Engenharia
SP	Barbosa et al.	Incidência e causas de amputações de membros inferiores em Ribeirão Preto	2016	3,274	MR	Saúde
SP	Quilici et al.	Amputação de pé diabético: fatores de risco	2016	100	V	Saúde
SP	Mantovani et al.	Relação entre amputação e fatores de risco em	2017	165	V	Saúde

	SP	Rodrigues et al.	indivíduos com diabetes mellitus Relação entre amputações não-traumáticas e diabetes mellitus	2017	2,296	MR	Saúde
	SP	Bergo et al.	Aspectos emocionais presentes na vida de amputados	2018	-	Review	Saúde
	SP	Ferreira et al.	Versão em português brasileiro da escala de imagem corporal de amputados	2018	100	MR	Saúde
	SP	Erazo et al.	Lesões penetrantes no membro superior - prevalência e etiologia	2019	598	MR	Saúde
	SP	Crozara et al.	Preditores independentes de velocidade de caminhada em indivíduos com amputação unilateral de membro inferior	2019	17	V	Reabilitação
	SP	Sugawara et al.	Desenvolvendo uma cadeira de rodas com estrutura rígida no Brasil	2019	40	V	Reabilitação
SUL	PR	Roque et al.	Autocuidado de membros inferiores entre usuários de insulina diabética	2017	63	V	Saúde
	PR	Rosignaud et al.	Ferramentas metodológicas usadas para análise de marcha com tropeços de usuários de membros idosos e protéticos	2019	-	Review	Reabilitação
	SC	Dasilva et al.	Atividade física e qualidade de vida	2011	22	V	Reabilitação

SC	Marques et al.	de amputados no sul do Brasil Cuidados de saúde para pessoas com amputação: perspectiva bioética	2014	18	V	Saúde
SC	Junior et al.	Retratando a amputação de membros inferiores: uma abordagem usando a ICF	2017	6	V	Reabilitação
SC	Piazza et al.	Avaliação da atividade física em amputados	2017	-	Review	Reabilitação
SC	Ferreira et al.	A rede de saúde para pessoas com amputação	2018	21	V	Saúde
SC	Santos et al.	Carga de doença de LLAs atribuível ao DM em SC, Brasil	2018	1,183	MR	Saúde
SC	Luza et al.	Ajustes psicossociais e físicos e satisfação com a prótese em amputados	2019	-	Review	Reabilitação
SC	Pires et al.	Equivalência semântica da Amputação e Prótese	2020	10	V	Reabilitação
RS	Garcia et al.	Percepção dos usuários sobre o autocuidado das úlceras da perna	2017	10	V	Saúde
RS	Cene et al.	Banco de dados para detecção precisa da intenção do membro superior usando EMG e máquinas de aprendizagem confiáveis	2019	-	-	Engenharia
BRASIL	-	Monteiro et al. Prática de futebol e desempenho funcional e social	2014	138	V	Reabilitação

-	Toscano et al.	de homens com LLAs Custos médicos diretos anuais da doença do pé diabético no Brasil	2018	-	-	Saúde
---	----------------	---	------	---	---	-------

Considerando os artigos da região Norte, o tema central foram as amputações traumáticas MMSS. Todos os artigos foram publicados em periódicos da área da saúde.

Relacionados à área Nordeste, em um total de 15 artigos, relacionados a periódicos da área da saúde, 14 artigos referiram-se principalmente a pacientes diabéticos e à amputação como desfecho. Em segundo lugar, abordaram as etiologias e fatores de risco que levaram à amputação, e um artigo, relacionou as amputações com acidentes de trânsito. Apenas um artigo foi publicado na área de reabilitação, mais especificamente sobre a capacidade funcional de idosos com amputações de MMII. Nenhum artigo publicado na área de engenharia.

Na região Centro-Oeste, foram publicados 3 artigos em periódicos da área da saúde sobre o perfil de amputados de membros inferiores, amputações por trauma e dores em membros fantasmas. Nenhum artigo foi publicado na área de reabilitação. E, por fim, um artigo, publicado em um jornal de ciência e engenharia, que analisou os efeitos de superfícies inclinadas em amputados unilaterais MMII.

A região Sudeste concentra o maior número de artigos publicados, totalizando 35 artigos. Desse total, 23 foram publicados na área da saúde com maior foco nas amputações decorrentes de complicações da diabetes mellitus. Além disso, os temas mais analisados foram: fatores de risco relacionados à amputação, amputados de MMII e sua satisfação com a vida, aspectos psicossociais dos amputados, idosos amputados e amputações traumáticas por acidentes de trânsito. Na área de reabilitação, foram publicados 5 artigos sobre abordagem estética e uso de prótese. Os últimos 7 artigos, publicados na área de engenharia os quais abordaram: tipos de atuadores e mecanismos para próteses de membros superiores ativas, reabilitação e educação a distância baseada em videoconferência e aprendizagem pela internet, o desenvolvimento de uma prótese de baixo custo para amputados transfemorais, desenvolvimento de um algoritmo para prevenção dos riscos de amputação de pé diabético, a influência da prática na tarefa mental orientada na marcha de amputados transtibiais, e os mais recentes, seleção de canais de aquisição de eletroencefalografia para reconhecimento da imagética motora de MMII e avaliação da plasticidade de amputados de MMII na atividade funcional sensorio-motora.

A região Sul apresentou 12 artigos. Na área da saúde, foram encontrados 4 artigos referentes à amputação de MMII como desfecho de úlceras nos pés. Na área de reabilitação, foram publicados 7 artigos com abordagens sobre a marcha protética, atividade física e qualidade de vida dos sujeitos amputados, ajustes físicos e satisfação com a prótese. E o último estudo, publicado na área de engenharia, abordou a detecção da intenção de movimento do membro remanescente de amputação de MMSS por meio de eletromiografia.

Em relação a todo o país, foram encontrados 2 artigos. Um artigo foi publicado na área da saúde, que analisou os custos do diabetes mellitus na saúde pública e o outro artigo foi publicado na área de reabilitação, o qual abordou a relação entre a prática de futebol de amputados de MMII e a proporção ao desempenho funcional e social.

Na discussão dos dados no próximo tópico, quando for mencionado o fator Produto Interno Bruto (PIB), considera-se o desenvolvimento na educação, nas políticas públicas de saúde, de educação no trânsito de veículos e o desenvolvimento no campo social e econômico da região.

1.4 Desenvolvimento e Discussão dos Dados

A região Norte do Brasil é composta pelos estados: Rondônia, Acre, Amazonas, Roraima, Pará, Amapá e Tocantins (IBGE,2017). Conforme a figura 2 apresenta, em 2019, a maior incidência de amputação de membros superiores, 2,38 por 100.000 habitantes, foi encontrado no estado do Acre, que possui a segunda pior contribuição ao PIB do Brasil. De acordo com o censo demográfico de 2010, a densidade populacional do Acre é de 4,47 hab / km². Ou seja, é uma baixa densidade demográfica para um alto índice de amputações de MMSS. Além disso, o Acre possui o segundo maior índice de criminalidade do país segundo o Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (IPEA), relacionado a isso, em dez anos, mais de 90% dos procedimentos de amputação de membros superiores têm a etiologia da urgência. O estado do Pará possui o maior número de amputações totais (MMSS e MMII) da região, com 14.39 por 100.000 habitantes.

Surpreendentemente, a literatura encontrada da região Norte, em 20 anos, é totalmente voltada para a área da saúde e voltada à amputação traumática de membro superior. Isso pode expressar uma relação da produção literária acadêmica com o alto índice de amputação nesse nível. Segundo a figura 5, a região Norte apresentou o maior índice de amputações de MMSS, a partir de 2018, na qual atingiu 0.94 a cada 100.000 habitantes. Esta região tem a menor contribuição para o PIB do país (IBGE,2017) e, neste ponto, pode-se concordar com Pooja et

al. (2013): o menor desenvolvimento de uma região é proporcional à maior taxa de amputações traumáticas em sua população.

A região Nordeste é composta por Maranhão, Piauí, Ceará, Rio Grande do Norte, Paraíba, Pernambuco, Alagoas, Sergipe e Bahia (IBGE, 2017). Pernambuco tem a maior incidência de amputações de membro superior da região, 1,3 por 100.000 habitantes. Em relação às amputações totais, os estados de Alagoas e Sergipe apresentaram as maiores incidências do país, respectivamente, 27.14 e 26.79 amputações por 100.000 habitantes. Os PIBs de Alagoas e Sergipe são os menores da região Nordeste (Sergipe é o quinto estado com a menor contribuição do Brasil) e, em suma, estes estados possuem as maiores densidades demográficas do Nordeste (IBGE - CENSO DEMOGRÁFICO 2010; PIB, 2017). É importante ressaltar que esta região possui a maior taxa de criminalidade do país (IPEA).

Esses fatores podem explicar, como mostra a figura 4, o motivo pelo qual o Nordeste tem a maior incidência de amputações totais a partir de 2011, chegando a quase 20 amputações por 100.000 habitantes, em 2019. Nos últimos 20 anos, a literatura se concentrou quase totalmente na área da saúde: estudos sobre complicações da diabetes mellitus como causa às amputações, sobre as classificações das etiologias das amputações e os fatores de risco que levam a este procedimento como desfecho. Uma possível razão para a concentração na área da saúde é que, conforme verifica-se na figura 6, esta região possui a maior incidência de amputações de caráter eletivo, de urgência médica e de acidentes de trânsito de todo o país em 10 anos. Já na área da reabilitação apenas um artigo foi encontrado. E, por fim na área da engenharia, nenhum artigo foi encontrado nesta temática.

O Centro-Oeste do Brasil é composto pelos seguintes estados: Mato Grosso do Sul, Mato Grosso, Goiás e Distrito Federal (IBGE, 2017). O estado de Mato Grosso do Sul, o estado com menor PIB da região (IBGE - PIB, 2017) apresentou a maior incidência de amputação para ambas análises: 1,1 para amputações de MMSS e 16,16 para amputações totais por 100.000 habitantes. Encontramos na literatura, 4 artigos dessa região, nos últimos 20 anos, e mais da metade publicados na área da saúde. Esses artigos investigaram amputação traumática e dor fantasma no membro. Apenas um artigo foi publicado na área de engenharia, o qual estudou o padrão de marcha em superfície inclinada de amputados de membros inferiores. Um ponto a se destacar é que, em 20 anos, o campo da reabilitação não se acentuou na região Centro-Oeste do Brasil, mesmo a região tendo se apresentado com a maior incidência de amputação de membros superiores de 2011 à 2018, segundo a figura 5.

A região Sudeste abrange os estados de: Minas Gerais, Espírito Santo, Rio de Janeiro e São Paulo (IBGE, 2017). Nessa região, a maior incidência de amputação de MMSS apareceu

no estado do Espírito Santo em torno de 0,75 por 100.000 habitantes, e em relação às amputações totais, o Rio de Janeiro apresentou 19.65 casos por 100.000 habitantes. O Rio de Janeiro tem o maior índice de criminalidade da região sudeste e a segunda maior densidade demográfica do Brasil. Porém, apesar da alta densidade demográfica, o Rio de Janeiro não apresentou as maiores taxas de amputações. Um dos motivos pode ser que este estado está localizado na região mais desenvolvida economicamente do país, e apresenta uma alta contribuição para o PIB.

Exatamente 47,9% dos artigos analisados neste trabalho são da região Sudeste. Em outras palavras, a região Sudeste do Brasil publicou quase metade dos artigos relacionados às pesquisas de amputação. De um total de 35 artigos selecionados, 23 foram publicados na área da saúde. Esses estudos focaram principalmente em diabetes mellitus e em suas complicações, as quais levavam às amputações. Com relação às outras duas áreas, esta análise destaca uma deficiência no campo da reabilitação (contando 5 artigos publicados) e no campo da engenharia (contando 7 artigos publicados).

Em relação à área da engenharia, 7 artigos publicados em um intervalo de 20 anos, foi a maior quantidade em todo o Brasil, fato muito preocupante pois significa que a inserção da tecnologia na reabilitação motora de amputados ainda é muito baixa, mesmo na região de maior desenvolvimento. Considerando estes 7 estudos selecionados, foram abordados os seguintes temas: tipos de atuadores para próteses de membros superiores, reabilitação à distância via videoconferência, desenvolvimento de próteses de baixo custo, desenvolvimento de algoritmo na prevenção de amputações em pés diabéticos, influência na marcha de tarefas mentais orientadas em amputados, exame de eletroencefalografia no reconhecimento da imagética motora e avaliação da plasticidade sensório-motora em amputados de MMII.

A região Sul abrange os estados de: Paraná, Santa Catarina e Rio Grande do Sul (IBGE, 2017). Nesta região, Santa Catarina apresentou incidência de 1,1 MMSS e o Paraná apresentou 16 casos de amputações totais por 100.000 habitantes, as maiores incidências para esta região. Em adição, ainda abrange o segundo e o terceiro estados com maiores quantidades de acidentes de trânsito do país, estados de Santa Catarina e Paraná, respectivamente (IPEA). Pode ser um motivo pelo qual a literatura apresentada ter o foco principalmente na área de reabilitação. Essa região apresentou o maior número de artigos em reabilitação de todo o Brasil, totalizando 7 artigos. Esta região apresentou 4 artigos na área da saúde e um artigo na área da engenharia, o qual observou a detecção da intenção de movimento do membro superior usando eletromiografia.

1.5 Brasil e Mundo

Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), em torno de 15% da população mundial possui algum tipo de deficiência (WHO: REHABILITATION). No ranking da ONU quanto às maiores populações mundiais, estão os países: Índia, Estados Unidos da América e Brasil ocupando o 2º, 3º e 6º lugar, respectivamente (UN POPULATION FUND).

A Índia é o 2º país com maior população do mundo, 1 bilhão de habitantes, e seu IDH é de 0,64, ou seja, é o 129º no ranking de desenvolvimento humano e qualidade de vida. A média de anos de escolaridade está em torno de 6,5 anos. Pooja et al. (2013) relatou que o número de registros de amputações é ligeiramente próximo ao grau de industrialização do país, relação que está intimamente relacionada ao desenvolvimento do sistema de transporte e assistência médica disponível (POOJA, 2013). Na Índia, Pooja et al. (2013) ainda expõe que a quantidade de amputações de membros inferiores é responsável por 94,8% de todas as amputações, cuja etiologia traumática ocorreu principalmente em faixas etárias mais jovens e a etiologia da doença vascular periférica ocorreu na faixa etária idosa (especialmente 60 anos ou acima) (POOJA, 2013).

Pooja (2013) explica que, em relação aos países em desenvolvimento, as amputações traumáticas são mais frequentes. Os motivos são variados, desde maior exposição a equipamentos agrícolas, uso de serras elétricas, manuseio de máquinas pesadas, eletrocussão ou queimaduras até colisões de veículos motorizados, ferimentos a bala por violência ou ataques de animais. Por outro lado, nos países desenvolvidos, a primeira causa principal de amputações são as doenças vasculares periféricas, com maior incidência em desfechos para doenças como obesidade e complicações da diabetes mellitus (POOJA, 2013).

Em outro extremo, os Estados Unidos da América (EUA), possuem uma população em torno de 329 milhões de habitantes e o IDH é 0,92 e, em relação à qualidade de vida, os EUA ocupam o 15º lugar no ranking (UN DEVELOPMENT PROGRAMME; UN POPULATION FUND). A escolaridade média estadunidense é de 13,4 anos e é mais do que o dobro da escolaridade da Índia. Segundo Sheehan et al. (2014), nos Estados Unidos da América, ocorrem de 300 a 500 amputações por dia. Aproximadamente 2 milhões de pessoas vivem com algum tipo de amputação. Em 2050, as estatísticas estimam que esse número dobrará. Em 2010, 40% do total das amputações foram causadas por complicações do diabetes, e as causas traumáticas são a segunda causa de amputação nos EUA. Cerca de 30.000 amputações traumáticas ocorrem a cada ano, das quais 80% são do sexo masculino entre 15-30 anos. A amputação de membros

inferiores, neste país, também é mais frequente do que a amputação de membros superiores (SHEEHAN, 2014).

E por fim, observando a 6ª maior população do mundo, o Brasil possui o IDH em torno de 0,76. Com isso, o Brasil ocupa o 79º lugar no ranking de desenvolvimento humano. A escolaridade média é de 7,8 anos. Mais próximo da média da Índia do que da escolaridade dos Estados Unidos. O Brasil apresentou, em números absolutos, a marca de 292.198 registros de amputações pelo SUS em 10 anos.

Na década de 90, Japão, Taiwan, Espanha, Itália, América do Norte e Inglaterra apresentavam incidência de 2,8 a 43,9 amputações MMII por 100.000 habitantes (PEIXOTO, 2017). Ostlie et al. (2011) estimou que, na Noruega, a incidência de amputações de MMSS é de 11,6 por 100.000 habitantes nos anos de 2006 a 2008, em suma, 84% foram de etiologia traumática. Este estudo expressa ser uma estimativa de índice de amputações de MMSS relativamente baixo. Enfatizando que a avaliação da distribuição geográfica das amputações MMSS é importante para que de todos os hospitais noruegueses obtemos tal informação e encaminhassem obrigatoriamente o paciente à uma unidade de reabilitação após a alta da enfermagem cirúrgica. Atualmente, todos os países anteriormente citados apresentam classificação de IDH em 25º ou superior. Considerando nossos resultados, a incidência média de amputação no Brasil é de 0,7 para amputações MMSS e 17,11 para amputações gerais por 100.000 brasileiros. Mesmo com a apresentação do comportamento dos índices de amputações internacionais, mediante os estudos encontrados não é permitido realizar comparações com os índices brasileiros, pois o banco de dados nacional estudado não abrange o sistema de saúde da rede privada.

Um fato surpreendente a ser ressaltado é que, segundo a ONU, a mortalidade por acidentes de trânsito no Brasil é de 16 a 20 mortes por 100.000 habitantes. Algumas regiões do Brasil, Nordeste, Sudeste e Sul, atingiram essa faixa (15-20) em número de amputações, em 2019. Considerando todo o país, em 2019, a incidência de amputações totais no Brasil também alcança esse intervalo. Assim, traz à luz a importância da abordagem nas incidências de amputações no Brasil.

Outro ponto importante é a escassez de estudos em todo o mundo sobre a incidência de amputações. Isso faz com que alguns estudos recentes se refiram à pesquisas de décadas anteriores (como por exemplo DaSilva et al. (2011) utilizou referências de 2001), o que não acompanha a realidade e proporção de crescimento do Brasil (DASILVA, 2011; PEIXOTO, 2017). De acordo com Junior et al. (2017), a literatura brasileira não apresenta estudo com informações precisas sobre essa epidemiologia no país (JUNIOR, 2017). Outros estudos

também reclamam da ausência de estudos que abordem estes dados brasileiros (PIRES, 2020; ALANA, 2019; COIMBRA, 2018; SILVA JUNIOR, 2015; BAUMFELD, 2018).

Em resumo, a menor quantidade de artigos publicados estão na área da engenharia, no total, 9 artigos (12%) abordaram o desenvolvimento da ciência e tecnologia na área da reabilitação. Isso mostra um pequeno desenvolvimento da Engenharia Biomédica no Brasil. Um ponto muito intrigante é que a maioria dos artigos neste campo da engenharia tem uma amostra muito pequena ou nenhum voluntário amputado envolvido. Por esse motivo, surgem as perguntas: como as tecnologias inovadoras e baratas em reabilitação chegarão à população em geral? Além disso, como os engenheiros biomédicos brasileiros podem propor novas tecnologias se não conhecem as características de sua população que apresenta amputação?

1.6 Conclusão

Globalmente, a previsão é que, em 2030, a quantidade de pessoas que necessitem de pelo menos uma tecnologia assistiva alcance a marca de 2 bilhões. E no que se refere ao campo da Engenharia Biomédica no Brasil, país em desenvolvimento com a 6ª maior população do mundo, espera-se que os pesquisadores nacionais conheçam as características da população amputada.

À partir de 2018, a região Norte apresentou a maior incidência de amputações de MMSS do país, atingindo 0,94 por 100.000 habitantes. Em 2019, o estado do Acre alcançou 2,5 por 100,000 habitantes. Ao observar que a região Norte é a região com a menor contribuição no PIB brasileiro, pode-se correlacionar a incidência de amputações de MMSS com amputações de etiologia traumática (o qual é em todos os artigos encontrados a temática da etiologia das amputações).

Com relação às amputações de MMSS e MMII, a partir de 2011, a região Nordeste apresenta a maior incidência em quase 20 amputações por 100.000 habitantes. A expressão na literatura é totalmente voltada à área da saúde com estudos em foco da relação das amputações com complicações em razão da diabetes mellitus.

Na área de engenharia, a região mais bem desenvolvida economicamente do país apresentou um baixo número de artigos publicados, um total de 7 artigos nos últimos vinte anos. Este fato mostra um desenvolvimento atrofiado neste campo do desenvolvimento da tecnologia. Para estimular o crescimento dos estudos de tecnologia na reabilitação dos amputados é necessário considerar a incidência da amputação, a etiologia e as características da população e, com esses dados, o desenvolvimento da Engenharia Biomédica nacional pode ter uma base

para inspirar novas e acessíveis tecnologias. Dentre as diversas vantagens da tecnologia, destaca-se o desenvolvimento de ambientes de treinamento virtual onde o amputado possa, logo no intervalo pré-protético, iniciar sua reabilitação com conforto até receber uma prótese física devidamente ajustada. Também conta-se com controles inteligentes que minimizam a energia despendida pelo amputado e a transferência do ônus do aprendizado para a máquina e, por fim, o reconhecimento do padrão individual de sinais de eletromiografia com dispositivo (por exemplo, dispositivos de braçadeira) que podem ser adicionados à prótese ativa. Reduzindo, assim, o abandono da prótese e melhorando a qualidade de vida da população de pessoas com amputação.

Após o levantamento destes dados, há uma grande questão sobre como implementar a reabilitação do sujeito amputado (produção de próteses, treinamento de usuários e incorporação das próteses no dia-a-dia destes pacientes) em um país com dimensões continentais e diferentes realidades quanto à disponibilidade de profissionais qualificados e de recursos econômicos. Visto isso, este trabalho visa aumentar a acessibilidade de usuários de próteses de membro superior à um treinamento adequado, rápido e eficiente.

CAPÍTULO 2

PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

2.1 Introdução

Os membros superiores são compostos pelo ombro, braço, antebraço e mão. A mão humana é considerada uma poderosa ferramenta para operações e interações com o ambiente, bem como para realização de movimentos sofisticados para interação física e social. Esta estrutura permite que o homem realize movimentos desde controles finos à tarefas que exigem capacidade de decisão e força muscular. Estas ações são possíveis graças ao grande número de graus de liberdade (DoF) que a mão apresenta. Ao todo são 21 DoFs para a mão e 6 DoFs para o punho, além de todas as possibilidades possíveis com o polegar opositor (CORDELLA, 2016).

Em apenas alguns músculos dos membros superiores, existe uma grande quantidade de neurônios motores. Através disso, é possível vislumbrar como os membros superiores são complexos em seu controle e na imensa possibilidade de movimentos no plano de 3 eixos. Há neurônios motores que são ramificados da coluna cervical e outros que abrangem a área cervical e a área torácica. Por exemplo, existem mais de 5.900 neurônios motores em 17 músculos de um membro superior (MERLETTI, 2016).

Considerando, então, que no Brasil, há aproximadamente 1500 amputações de MMSS anualmente. A falta parcial ou completa do membro superior implica em profundas incapacidades ao amputado. Por este fato, dentre os tipos de próteses de membros superiores, vamos focar nas próteses mioelétricas porque são um dos tipos de próteses que possuem uma maior possibilidade de mimetismo com os membros superiores saudáveis e são controladas pelos sinais eletromiográficos provenientes da musculatura remanescente do coto.

Apesar desta vantagem, atualmente, o custo de aquisição e treinamento destes tipos de próteses é extremamente elevado. Com o foco em unir as vantagens de trabalhar com os sinais eletromiográficos do paciente e a acessibilidade à diferentes regiões do Brasil, é nesta categoria que o trabalho é desenvolvido para o treinamento de usuários de próteses de membro superior.

2.2 Amputações

As doenças vasculares periféricas e a diabetes mellitus são as principais causas de amputações a nível de membro inferior (O'SULLIVAN, 2018). Nos Estados Unidos e na Europa, dois terços das amputações de membro inferior são decorrentes das complicações da diabetes (GREGG, 2004; YANG, 2013). No Brasil, cerca de 16 a cada 1.000 habitantes diagnosticados com diabetes mellitus, sofrem algum tipo de amputação em decorrência de complicações, enquanto na população que não apresenta diabetes, a taxa de amputação é 1,78 em 1.000 habitantes (O'SULLIVAN, 2018).

A segunda principal causa de amputações são os traumas. Esta etiologia é mais frequente em jovens e adultos do sexo masculino. Muitas vezes em decorrência de acidentes de trânsito, guerras ou projéteis de armas de fogo (O'SULLIVAN, 2018).

A reabilitação do amputado significa para alguns pacientes o retorno ao emprego remunerado em conjunto com uma vida recreativa; para outros pacientes, a independência em casa e na sua vida cotidiana; e para outros, também significa viver em um ambiente que lhe guarda a autonomia. Caso a amputação tenha sido resultado de uma doença crônica de uma longa data, a reabilitação se apresenta como uma ajuda ao desenvolvimento de funções superiores ao nível de capacidade do indivíduo antes da cirurgia (O'SULLIVAN, 2018).

Deve-se tomar imenso cuidado com relação ao ensino do indivíduo na utilização do membro artificial porque pode ser um processo lento e até, uma provaçãõ desencorajadora, enquanto o paciente guardar para si sentimentos de angústia ou depressão diante do otimismo das pessoas ao seu redor (O'SULLIVAN, 2018).

Além disso, também deve-se levar em consideração as atitudes de enfrentamento de cada paciente mediante a protetização. Enquanto a maioria dos pacientes está preocupada com a função e a recuperação em maior nível da capacidade do membro perdido; outros estão preocupados com a sua atual aparência na esperança de esconder sua deficiência (O'SULLIVAN, 2018).

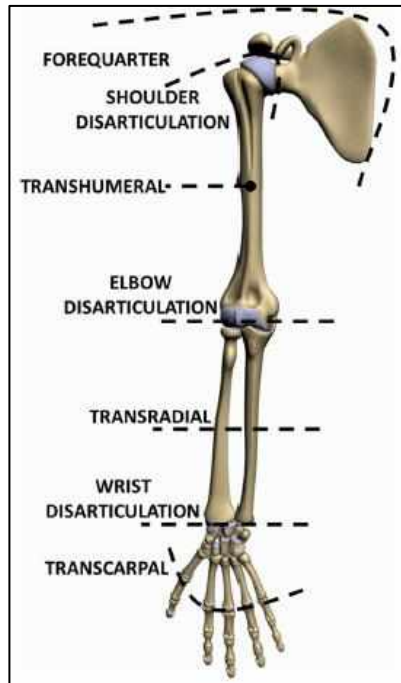


Figura 7: Níveis de amputação de membro superior. Fonte: Cordella (2016).

Desde dedos cosméticos, garras energizadas pelo corpo até dispositivos alimentados por fontes externas que favorecem uma resposta mimética na execução dos movimentos, as próteses possuem diferentes categorias e designs para atender às necessidades específicas e desejos individuais de cada pessoa amputada. Os possíveis níveis de amputação no membro superior, segundo a figura 7, podem ocorrer em: transcarpal, desarticulação de punho, transradial, desarticulação de cotovelo, transumeral, desarticulação de ombro e interescauploraica (CORDELLA, 2016).

2.3 Tipos de Próteses de Membro Superior

2.3.1 Próteses Cosméticas

As próteses cosméticas podem ser indicadas para amputações dos dedos e amputação parcial da mão. A vantagem de uma prótese cosmética é a estética para o amputado pois geralmente possui uma aparência muito natural porque a sua cor e forma podem ser adaptados individualmente. Esta categoria de próteses não possui nenhum sistema de controle.

A figura 8 apresenta um exemplo de prótese cosmética aplicada ao dedo indicador do voluntário no estudo de Goiato et al. (2012).

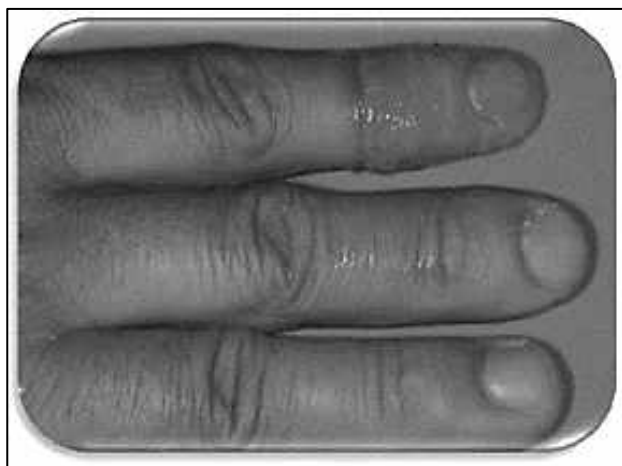


Figura 8: Prótese de dedo indicador instalada (resultado final). Fonte: Goiato (2012).

2.3.2 Próteses Passivas Mecânicas (*Body-powered prosthesis*)

As próteses passivas são dispositivos com alimentação corporal padrão (sistema de arreios) e representam um dos designs de próteses passivas mais antigas e simples. É muito comum para amputados transradiais. O dispositivo normalmente apresenta 1 DoF, ou seja, a abertura ou fechamento do dispositivo em sua terminação. Por exemplo, próteses de membros superiores podem ser controladas por amputados saudáveis cuja força do ombro é utilizada para operar movimentos de cotovelo, mão e punho através de cabos e travas mecânicas (MADUSANKA, 2015). Apesar deste tipo de prótese permanecer relativamente inalterado por décadas, o dispositivo energizado pelo movimento do corpo permanece popular (BLOOMER, 2020). A figura 9 apresenta um exemplo de prótese passiva energizada pelo corpo por sistemas de arreios.



Figura 9: Exemplo de prótese mecânica *bypass* acionada pelo corpo. Fonte: Bloomer (2020).

2.3.3 Próteses Ativas com Controle Mioelétrico

Há a categoria de próteses energizadas por fontes externas, por exemplo, baterias. Esses dispositivos são controlados por sinais de entradas (*input*) que, muitas vezes, são sinais biológicos: eletromiografia (EMG), eletrocorticografia (ECoG) e eletroencefalografia (EEG). Também há a possibilidade de melhorias à esta prótese com a implementação de sensores externos: sensor de pressão, sensor de temperatura, sensor inercial, sensor de distância.

As próteses ativas com controle mioelétrico, abordadas neste item, são controladas por sinais eletromiográficos (EMG). Nesta categoria de próteses pode-se desenvolver o controle intuitivo pela extração da intenção de movimento do membro remanescente do amputado. Estes sinais eletromiográficos podem ser registrados de forma invasiva, intramuscular EMG, e não invasiva, ou seja, através eletrodos de superfície, EMG de superfície (CORDELLA, 2016).

No design e desenvolvimento de próteses transradiais, os principais fatores são o tamanho, forma, peso, durabilidade, aparência e capacidades funcionais. Além disso, é necessário estabelecer um esquema adequado de avaliação dos dispositivos protéticos disponíveis por meio de aceitação do usuário, antropometria, ergonomia e capacidade funcional. Considerando os desenvolvimentos atualmente, prótese transradiais modernas estão se aproximando de um estado de imitação do punho e da mão biológicos. No entanto, sua disponibilidade é pequena para a população amputada em geral devido aos altos custos de aquisição envolvidos. Este tipo de tecnologia necessita de mais inovação no design de *hardware* e sistemas de controle e, assim, a tecnologia se tornar mais acessível (SEMASINGHE, 2016).

Por meio da figura 10, apresenta-se as três próteses mioelétricas poliarticuladas desenvolvidas com o maior potencial tecnológico disponíveis no mercado: i-Limb, Bebionic e Michelangelo. Apesar dos alto custo de aquisição, ainda, é notável o progresso da parte mecânica e da eletrônica. Elas apresentam a execução de várias tarefas graças ao número de DoFs que conseguem abranger.



Figura 10: Mãos protéticas, com controle mioelétrico, mais avançadas disponíveis no mercado. Fonte: Cordella (2016).

Próteses híbridas são uma categoria as quais possuem mais de uma entrada (*input*), em outras palavras, os sinais EMG podem ser somados à outras entradas sensoriais, como sensores de pressão no pé de uma prótese de membro inferior ou sensores inerciais no corpo da prótese (para localização do membro no espaço de 3 eixos). O aumento da quantidade dos sinais de entrada visa restabelecer a funcionalidade perdida e aproximar o máximo possível o desempenho da prótese comparado aos membros humanos (MADUSANKA, 2015). A figura 11 apresenta um diagrama de controle de uma prótese híbrida.

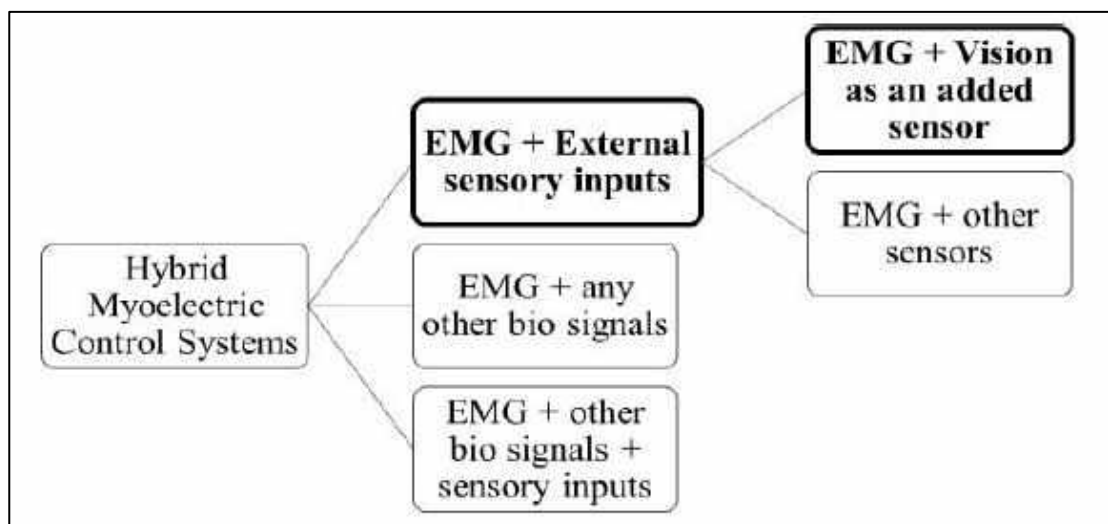


Figura 11: Categorização de sistemas de controle de próteses híbridas. Fonte: Madusanka (2015).

2.4 Controle Mioelétrico

2.4.1 Fisiologia dos Músculos Esqueléticos

Os músculos esqueléticos do corpo humano são caracterizados por três funções principais: produção de calor durante exposição ao frio, geração de força para a sustentação corporal, e auxílio para a locomoção e para a inspiração e expiração (POWERS, 2004). Os músculos esqueléticos possuem duas extremidades onde uma está fixada em um osso que não se move (origem) e a outra extremidade está fixada a outro osso (inserção) que se move durante a contração muscular. Os músculos extensores aumentam os ângulos articulares e os músculos flexores diminuem os ângulos articulares (POWERS, 2004).

Ao contrário das maioria das células corporais, as células musculares são multinucleadas, sendo assim, possuem mais de um núcleo. A caracterização dos músculos esqueléticos é que estes são estriados em razão da presença de alternância entre bandas claras e escuras ao longo do comprimento da fibra. Cada fibra muscular apresenta-se como um cilindro fino e alongado e possui o comprimento do músculo (POWERS, 2004).

A membrana que envolve a célula muscular é denominada sarcolema. No sarcoplasma das células musculares encontram-se organelas, proteínas celulares e as miofibrilas. As miofibrilas são componentes celulares que contém as proteínas contráteis: actina e miosina. O arranjo destas proteínas contráteis é que caracteriza o aspecto estriado do músculo.

Por sua vez, as miofibrilas podem ser subdivididas em agrupamentos individuais, ou seja, sarcômeros conforme apresentado na figura 12. No sarcoplasma do músculo, há uma rede de canais paralelos às miofibrilas ricos em cálcio, são os retículos sarcoplasmáticos. Estes canais são muito importantes porque os íons de cálcio são essenciais para a ação da contração muscular (POWERS, 2004).

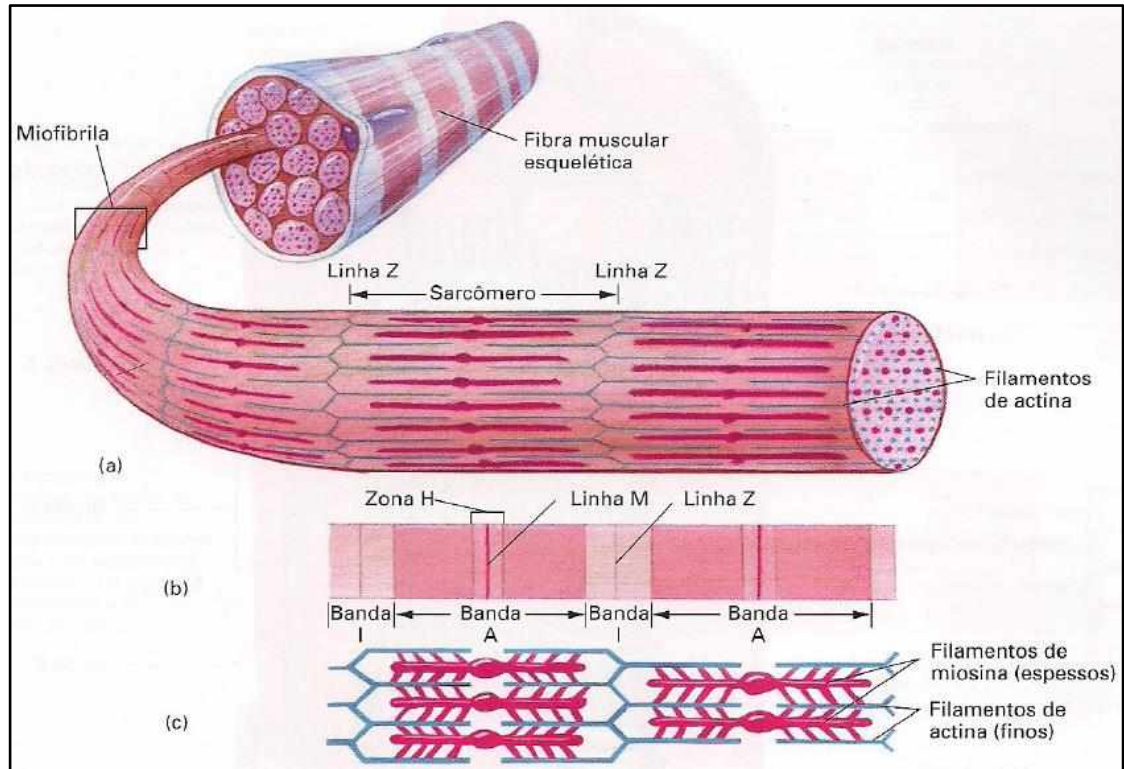


Figura 12: Microestrutura do músculo esquelético. Uma fibra muscular esquelética contém numerosas miofibrilas, cada qual composta por unidades denominadas sarcômeros. Fonte: Powers (2004).

2.4.2 Potencial de Repouso da Membrana Neural

O potencial de repouso das células é negativo no meio intracelular com relação ao meio extracelular. Por essa razão, o neurônio é considerado polarizado e esta diferença caracteriza o potencial de repouso. A magnitude deste potencial negativo de repouso da membrana varia de 5 a 100 mV a depender do tipo de célula analisada. No caso dos neurônios, esta faixa está entre de -40 mV a -75 mV, e no caso das fibras musculares, está entre -70 mV a -90 mV (POWERS, 2004; MERLETTI, 2016).

2.4.3 Potencial de Ação

Para que ocorra o impulso nervoso, é necessário levar em conta a “Lei do Tudo ou Nada” porque se o estímulo não alcançar o limiar de tensão mínimo, não há estimulação da membrana, o potencial de ação não ocorre e conseqüentemente não há o impulso nervoso (POWERS, 2004).

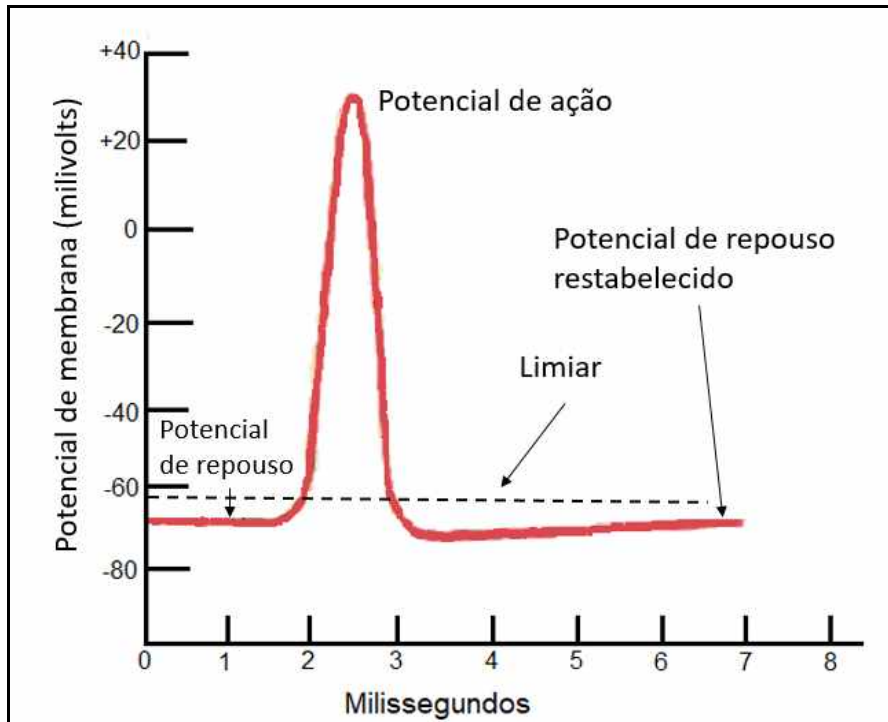


Figura 13: O potencial de ação é produzido pelo aumento da permeabilidade da membrana do neurônio aos íons de sódio. À medida que os íons sódio influem para o meio intracelular do neurônio, a alteração se torna cada vez mais positiva e um potencial de ação é gerado. Fonte: Powers (2014).

Uma vez que há uma estimulação no neurônio motor e este estímulo ultrapassa o limiar, os canais de sódio (Na^+) da membrana celular se abrem e, assim, ocorre o influxo de íons de Na^+ para dentro da célula do neurônio. Assim, seu meio intracelular torna-se cada vez mais positivo com relação ao meio extracelular, despolarizando a célula. Uma vez gerado o potencial de ação, ocorre inúmeras trocas iônicas em cadeia nos Nódulos de Ranvier ao longo da membrana do axônio do neurônio propagando o impulso neuroelétrico (POWERS, 2004).

Imediatamente após a despolarização, ocorre a repolarização da membrana, caracterizada pelo retorno do potencial de repouso da membrana nervosa, como visto na figura 13. Com um pequeno intervalo de atraso, a despolarização causa uma abertura lenta dos canais de potássio (K^+), favorecendo o efluxo destes íons do meio intracelular. Assim, após a remoção do estímulo os canais de sódio rapidamente se fecham e neste instante, ocorre apenas o efluxo de potássio. Neste estágio, é possível verificar o retorno do potencial negativo da membrana. Por fim, conforme apresentado na figura 14, com a finalização do lento fechamento dos canais de potássio, restaura-se o potencial de repouso da membrana (POWERS, 2004).

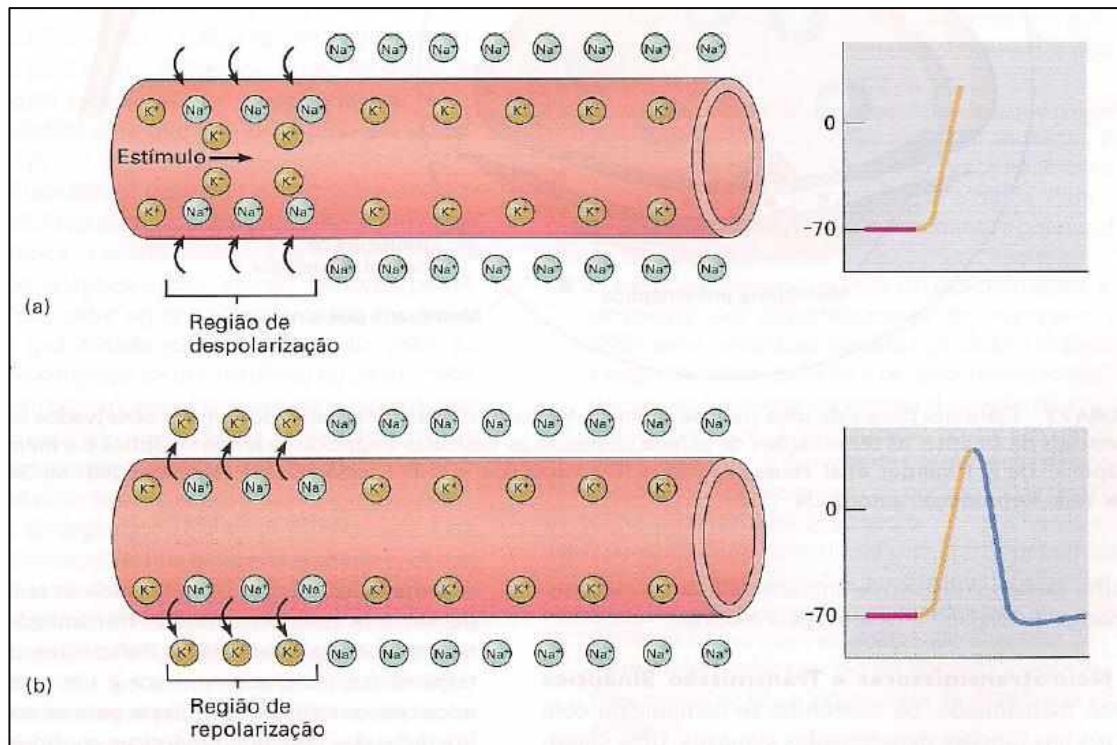


Figura 14: (a) Quando a fibra nervosa polarizada negativamente é estimulada, os canais de sódio se abrem, alguns íons de sódio se difundem para o interior e a membrana é despolarizada. (b) Quando os canais de potássio se abrem, os íons de potássio se difundem para o meio extracelular e a membrana é repolarizada. Fonte: Powers (2004).

2.4.4 Junção Neuromuscular e Placa Motora

Os neurônios motores são células neurais que se estendem desde a medula espinhal até o músculos inervado pelo mesmo. Assim, o conjunto de um neurônio motor e suas fibras musculares inervadas, compõem uma unidade motora (POWERS, 2004). Uma vez que há uma estimulação no neurônio motor, o impulso é transmitido do final do axônio para a célula muscular através da junção neuromuscular. Nesta junção há uma bolsa formada pelo sarcolema denominada placa motora. É importante ressaltar que a extremidade do neurônio não tem contato físico com a fibra muscular e, então, o pequeno espaço entre essas estruturas é chamado de fenda neuromuscular (POWERS, 2004).

Quando o impulso chega à junção neuromuscular, o neurotransmissor acetilcolina é liberado e se difunde por toda a fenda sináptica e se ligam aos sítios receptores da placa motora. Com isso, aumenta-se a permeabilidade da membrana celular músculoesquelética ao sódio (Na^+) resultando na despolarização da fibra muscular. Este evento é chamado de potencial da

placa motora (PPM) e é sempre forte o suficiente para ultrapassar o limiar para que se inicie o processo de contração muscular (POWERS, 2004).

2.4.5 A Contração Muscular e a Eletromiografia

Pode-se caracterizar a contração muscular pelo modelo do filamento deslizante. Por meio do deslizamento da proteína actina sobre a proteína miosina ocorre o encurtamento do músculo esquelético. As fibras musculares se contraem devido a este deslizamento, encurtamento das miofibrilas. Decorrente disso, há o termo acoplamento excitação-contração referente à sequência de eventos provocados pelo potencial de ação quando atinge a membrana muscular e o músculo sofre um encurtamento (POWERS, 2004).

A partir do sinal eletromiográfico (EMG) consegue-se extrair informações sobre a contração muscular analisada, cuja amplitude do sinal é estritamente relacionada à quantidade de fibras musculares recrutadas, da unidade motora analisada, durante um movimento de contração. Por exemplo, a depender da taxa de inervação pode-se verificar um sinal com maior ou menor tensão. A taxa de inervação é a quantidade de fibras musculares inervadas por um único neurônio motor. Assim, um controle motor fino possui uma taxa de inervação mais baixa do que um controle motor mais robusto. O controle dos músculos extra-oculares apresentam essa taxa em 23/1, enquanto os músculos da perna variam de 1.000/1 a 2.000/1. E, claramente, ao se analisar a atividade de 2.000 fibras tem-se uma amplitude de sinal maior do que a análise de 23 fibras.

A partir disso, compreende-se então, que o sinal eletromiográfico é a representação do potencial elétrico gerado na membrana externa da fibra muscular (o sarcolema). A detecção deste potencial pode ser feita através de eletrodos superficiais (não-invasivos) ou eletrodos intramusculares (invasivos), ambos tipos colocados a uma certa distância das fontes. Nesta aquisição, é caracterizado o tecido que separa o eletrodo da fonte, como volume condutor. Este volume condutor e suas propriedades determinam amplamente em quais serão as características dos sinais detectados (e.g., frequência do sinal captado). O efeito dos tecidos biológicos entre os eletrodos e as fibras musculares é semelhante à filtros passa-baixa espaciais e temporais no potencial distribuído pelo volume condutor (MERLETTI, 2016).

Durante uma contração muscular, o sinal EMG captado é derivado da atividade elétrica das fibras musculares. As fontes do sinal são as zonas de despolarização e repolarização destas fibras. Por isso, durante as aquisições do EMG, alocam-se os eletrodos os mais próximos

possíveis das fontes, em vista, de que o efeito deformador do sinal seja minimizado (MERLETTI, 2016).

Diante de estudos cinesiológicos, os potenciais de ação de diferentes unidades motoras (MUAPs) recrutadas são detectadas sob o sítio dos eletrodos e eletricamente sobrepostas. Segundo apresentado na figura 15, pode-se observar que uma única unidade motora (UM) apresenta uma sequência de disparos com intervalos interpulsos (IPIs). Esta sequência é chamado de trem de ponteciais de ação da unidade motora (MUAPT). O intervalo IPI em uma MUAPT, em particular, pode variar conforme o aumento do nível da contração muscular. De tal sorte que, a sobreposição de diferentes MUAPTs de diferentes unidade motoras têm influência nas frequências apresentadas no sinal EMG adquirido (KONRAD, 2005).

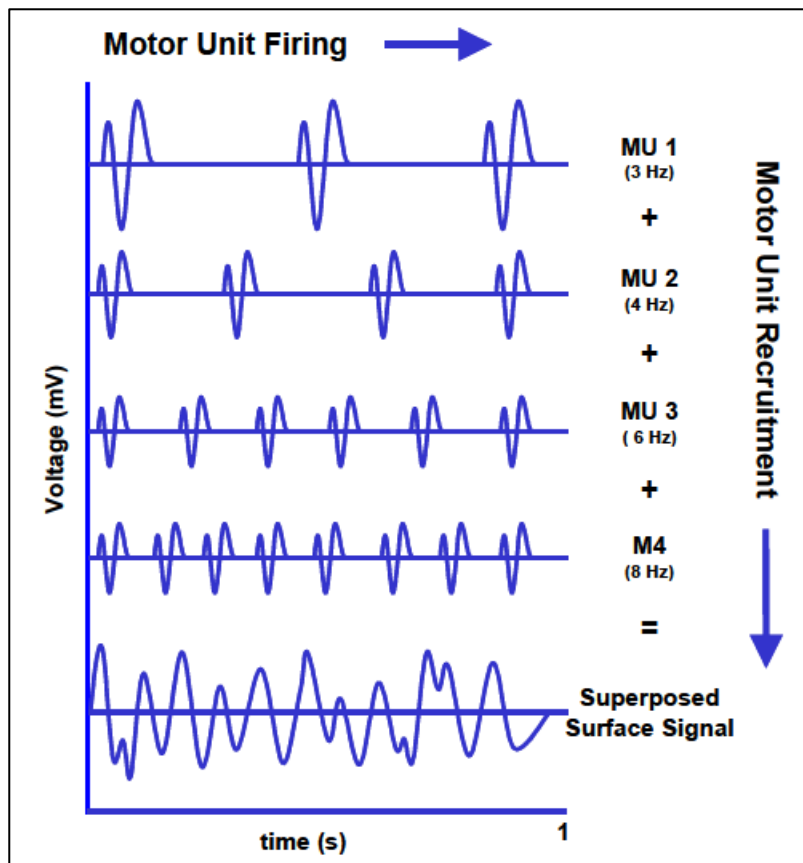


Figura 15: Frequências de disparos de potenciais de ação em diferentes unidades motoras que, pela sobreposição, possuem influência no sinal EMG final captado. Fonte: Konrad (2005).

A figura 16 apresenta um sinal EMG bruto. Um sinal bruto é um sinal não filtrado, com exceção do passa-banda do amplificador, sem a decomposição da sobreposição do sinal em

MUAPs. Nesta figura, o sEMG bruto é referente à três contrações estáticas do músculo bíceps braquial (KONRAD, 2005).

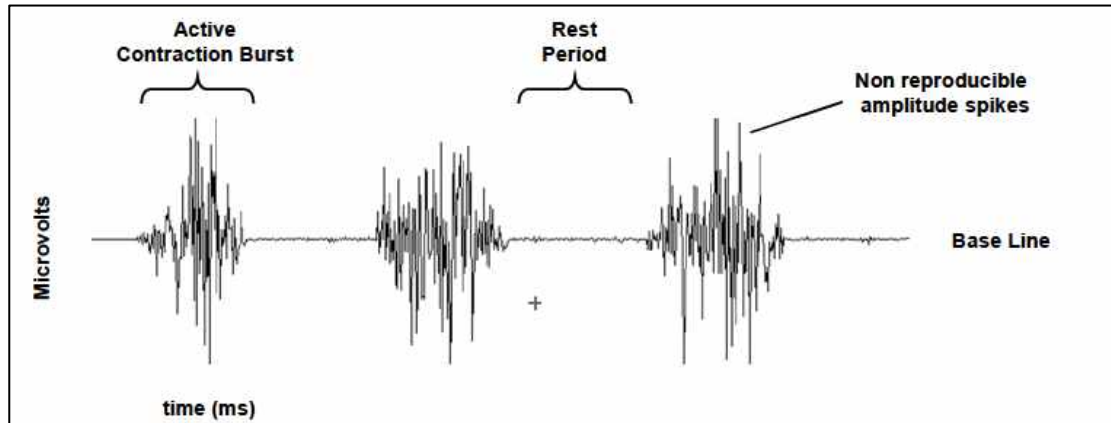


Figura 16: Sinal eletromiográfico bruto de três contrações estáticas do músculo bíceps braquial. Fonte: Konrad (2005).

2.4.6 Controle de Próteses por Eletromiografia

O controle de próteses por sinal eletromiográfico seguem os seguintes estágios: detecção do sinal EMG, condicionamento do sinal, aquisição, janelamento, extração das características e classificação dos dados extraídos (OLIVEIRA, 2000).

Conforme a figura 17 é possível verificar estes estágios. Esta figura apresenta como é o percurso de dados adquiridos por sensores até o efetivo controle de uma prótese física ou controle de uma prótese em ambiente virtual.

A extração de características é dada por um conjunto de técnicas de identificação, extração e, posteriormente, rotulação. Esta análise do sinal para futura extração de características pode ocorrer no domínio do tempo, por modelos autorregressivos ou classificadores neurais (OLIVEIRA, 2000).

O método de controle proporcional é um bom exemplo de estratégia de controle a partir do sinal adquirido. A malha de controle é relativa à um certa característica do sinal, como por exemplo, a amplitude do sinal no domínio do tempo, a saída $s(t)$ do controlador pode ser uma amplitude de movimento da prótese maior ou menor conforme à energia da contração muscular. A figura 18 apresenta uma breve ilustração do tipo de controle proporcional.

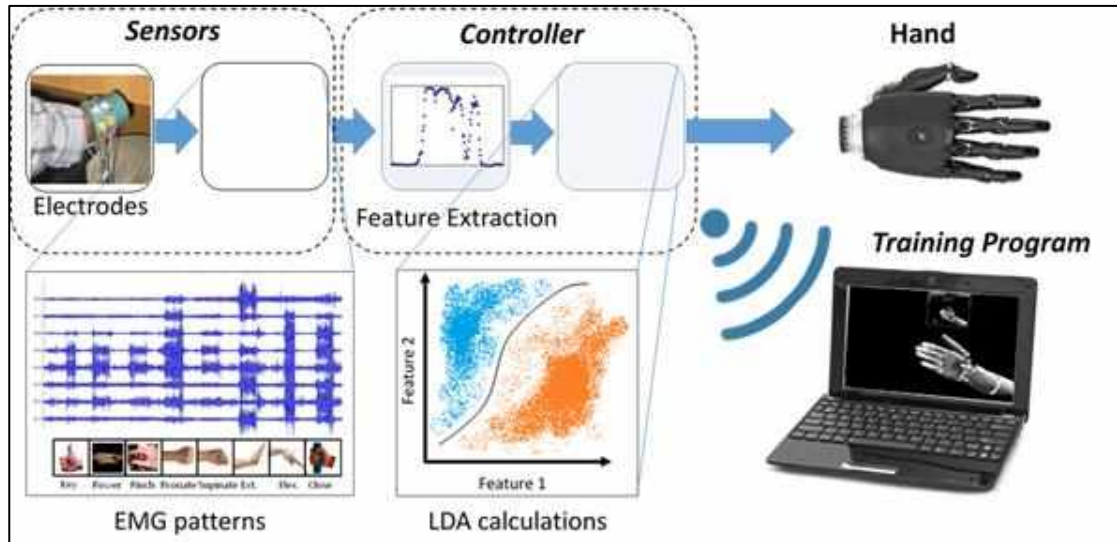


Figura 17: Reconhecimento de padrões eletromiográficos. Fonte: Johns Hopkins University Neuroengineering & Biomedical Instrumentation Lab.

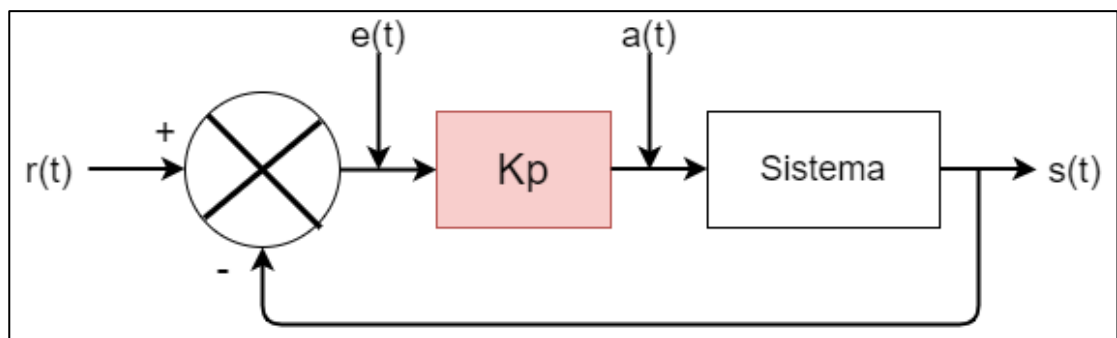


Figura 18: Sistema de controle proporcional no domínio do tempo. Fonte: Campos (2010).

A análise do sinal no domínio do tempo permite o cálculo da média, desvio padrão, variância, raiz quadrada média, verificar a amplitude do sinal, envelope linear e cálculo de *threshold*. Em análises de séries temporais, para extração de características, podem ser usadas as técnicas de correlação-cruzada, auto-correlação e regressão. Há os modelos para análise destas características que são algoritmos que selecionam recursos a partir de uma estratégia de pesquisa, um critério de seleção e uma condição de parada. Atualmente, usam-se análise de componentes (CA): análise de componente principal (PCA), análise de componente principal não-linear (PCA Não-Linear), análise de componente independente (ICA) e escala multidimensional.

Com relação à classificação das características selecionadas e treinamento de rede usam-se modelos como: Modelo Mistura Gaussiano, K-Means clustering, Mapas de Kohonen, Rede

Neural Gas e Mapa Topográfico Generativo, Gradient Boosting, Clustering Dynamic Textures, K-Nearest Neighbours (KNN), Latent Dirichlet Allocation (LDA), NbClust e Support Vector Machine (SVM).

2.5 O Uso de Próteses

O período após a amputação é o intervalo de maior importância com relação à continuidade dos cuidados com o paciente amputado. Porque, se neste período não houver a inserção da reabilitação, o paciente pode tornar-se debilitado e desenvolver contraturas que interferirão futuramente no uso de próteses e comprometimento da função do membro remanescente (O’SULLIVAN, 2018).

As fases pós-cirúrgica e a pré-protética são as duas fases mais importantes para a reabilitação do paciente amputado. A fase pré-protética consiste do período que se inicia na alta hospitalar e decorre até a montagem da prótese (ou até a decisão de que o paciente não é um candidato apropriado à protetização) (O’SULLIVAN, 2018).

Quanto mais alongar o tempo até a protetização do paciente, menor será o potencial de sua reabilitação (O’SULLIVAN, 2018). Bem como, cuidados devem tomados para que o paciente se adapte aos componentes ideais para o nível esperado e possível de recuperação de suas funções (O’SULLIVAN, 2018).

Com relação à literatura mostra-se que a motivação para o uso ou o abandono da prótese, através da análise por meio de modelos comportamentais, é influenciado pela predisposição das características do amputado (por exemplo, gênero, nível de escolaridade, etiologia da amputação). Além disso, também há influência da necessidade estabelecida pelo indivíduo e os recursos que permitem a reabilitação (por exemplo, serviços de saúde) (BIDDISS, 2007).

Estima-se que cerca de 20% dos indivíduos com ausência de membro superior não usam dispositivos protéticos. O não uso pode ser uma escolha de estilo de vida com base nas necessidades, valores e perspectivas pessoais, podendo resultar até de recomendações médicas. (BIDDIS, 2007).

Para que se consiga diminuir o abandono do uso das próteses é necessário verificar quais são os principais problemas e reclamações expressados pelos usuários e, assim, obterem uma maior satisfação. Alguns estudos abrangem fortemente os aspectos de insatisfação que podem ser classificados, segundo Cordella et al. (2016), em:

- Garantia da realização de prensão e precisão em operações de manipulação de objetos.

- Integração da prótese a um sistema de sensorização tátil por meio de sensores de contato, deslizamento, temperatura e força.
- Integração de um sistema de controle capaz de comandar atuadores independentes quanto à posição e a força exercida pelos dedos protéticos nos objetos (o papel do *feedback* visual deve ser mais leve, dando mais importância ao *feedback* sensorial).
- Aumento do número de tipos de garras e movimentos com o foco e tarefas de atividades cotidianas (alimentação, troca de roupa, higiene pessoal).
- Aumento da destreza da prótese ampliando a quantidade de graus de liberdade controlados.

CAPÍTULO 3

PROPOSTA DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO DE USUÁRIOS DE PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

3.1 Introdução

O desenvolvimento de novas tecnologias impulsiona o avanço para a aplicação de novos métodos e modalidades na área da reabilitação. Empregado juntamente com outros profissionais da saúde (por exemplo, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, médicos) e aplicado à pacientes com acidente vascular cerebral, lesão cerebral, doença de Parkinson, problemas ortopédicos e outras deficiências permite trazer novas abordagens na recuperação motora (SILVA, 2013).

Além disso, alguns estudos também relatam as vantagens da utilização da realidade virtual (VR) para recuperação motora, como uma possibilidade de padronizar a avaliação da capacidade motora dos indivíduos, desenvolver protocolos de treinamento específicos para cada indivíduo. Deve-se atentar que o aumento da capacidade na realização de tarefas durante o treinamento em um ambiente virtual tem como foco a transferência do desempenho em habilidades ao mundo real (SILVA, 2013).

O desenvolvimento de uma VR, por exemplo, permite a criação de ambientes para avaliação e treinamento dos déficits motores através do aprimoramento do *feedback* ao indivíduo, tornando-se uma modalidade promissora para a reabilitação neuromotora. Muitos estudos visam o desenvolvimento de um ambiente de realidade virtual aplicado ao biofeedback eletromiográfico (EMG) para reabilitação motora (SILVA, 2013). O biofeedback eletromiográfico é um processo que fornece informações, em tempo real, sobre a intensidade da atividade muscular e viabiliza a converção destes sinais em resposta gráficas (e.g., movimento de uma prótese virtual). Em outras palavras, o indivíduo pode iniciar seu treinamento antes de receber sua prótese física e melhor treinar suas capacidades neste ínterim.

Isso permite que os profissionais da saúde envolvidos no processo de reabilitação, conheçam a capacidade motora de seus pacientes, e o indivíduo se familiarize com seu controle muscular e regule sua própria atividade através do *feedback* visual. O *feedback* somado à prática são considerados uma variável muito importante e potente que afetam o aprendizado das novas habilidades motoras (SILVA, 2013). A maioria dos estudos que focam em treinamentos de

próteses mioelétricas, próteses as quais demandam alto esforço do indivíduo, apontam que há resultados cujo uso de um sistema simples de prótese virtual consegue reduzir muito a duração das etapas de treinamento em reabilitação motora (SOARES, 2003).

As próteses mioelétricas têm potencial para restaurar a função dos membros superiores, porém seu uso é atualmente limitado devido à falta de controle intuitivo e natural dos múltiplos graus de liberdade. O casamento da aquisição dos sinais cinemáticos e eletromiográficos (EMG) com o treinamento de uma rede neural artificial possibilita, por exemplo, transferir o ônus do treinamento do indivíduo para a máquina. Assim, pode-se projetar um treinamento que, através dos sinais musculares individualizados (por exemplo, dos músculos do antebraço) do amputado possibilite realizar a previsão de vários DoFs nos movimentos da mão da prótese virtual (BLANA; MADUSANKA, 2015).

Já existem no mercado dispositivos *armband* para aquisição de sinal eletromiográfico que apresentam uma frequência de amostragem de até 200 Hz. Com base no Teorema de Nyquist, a taxa de aquisição mínima é estabelecida em, no mínimo, o dobro da máxima componente espectral de interesse para que o sinal seja bem representado. Por esse fato, o sinal eletromiográfico possui componentes, ao todo, no intervalo de 20 à 500 Hz. Assim, para uma boa representação do sinal eletromiográfico a taxa de amostragem tem que ser, no mínimo 1 kHz.

O objetivo do desenvolvimento de uma nova proposta de dispositivo *armband* é a aquisição dos sinais EMG do indivíduo em 8 canais com uma taxa de amostragem de 1 kHz, e assim, obter o maior detalhamento dos sinais captados (maior do que encontrado no mercado atualmente). Apresentando também a possibilidade de auxílio no treinamento de usuários de próteses de membros superiores com a possibilidade de treinamento em ambientes virtuais ou até mesmo acoplado em próteses reais.

3.2 Desenvolvimento do Projeto

A proposta de dispositivo consiste em um *armband* de aquisição de 8 canais de sinais eletromiográficos de superfície (conforme a figura 19), com uma taxa de amostragem de 1 kHz (permitindo o maior detalhamento dos sinais musculares) e 1 sensor inercial alocado ao eletrodo principal para rastreamento do membro em um espaço de 3 eixos. Todo o *hardware* é planejado para a comunicação *wireless* com o *software*. O desenvolvimento consistiu em 3 partes diferentes:

- 1 eletrodo principal no qual é acoplado o sensor inercial (indicado na figura 28.A).

- 7 eletrodos comuns (apenas aquisição EMG).
- Placa principal para filtragem e condicionamento dos sinais adquiridos onde está alocado o microcontrolador, a fonte e o módulo *wireless*.

A figura 19 representa a proposta de funcionamento da *armband* desenvolvida, onde cada célula capta 1 sinal EMG distinto ao redor do antebraço e, devido à alocação específica consequentemente aquisicionam ao todo 8 sinais eletromiográficos diferentes. O sistema foi projetado para alimentação em 3,3 V, valor de referência em 1,65 V e sinais eletromiográficos de interesse em média de 5 mV com a banda de interesse entre 20 a 350 Hz que não deve haver atenuação e nem deformação do sinal. Como neste dispositivo tem-se sinais analógicos e digitais, o Vcc e o Ground de ambos “tipos” foram separados. Em razão de os circuitos analógicos trabalharem com sinais contínuos e variações de tensão e corrente, enquanto os digitais por operarem com duas variáveis discretas “high” and “low”, têm uma pré-disposição maior, em razão do chaveamento, à geração de ruídos em alta frequência que podem interferir nos sinais analógicos, exatamente pelo fato de trabalharmos com aquisição de sinais de amplitude muito baixa na casa dos uV à mV. Por este fato, colocamos dois ferrites beads na fonte do circuito cuja função é filtrar a interferência em alta frequência no circuito analógico.

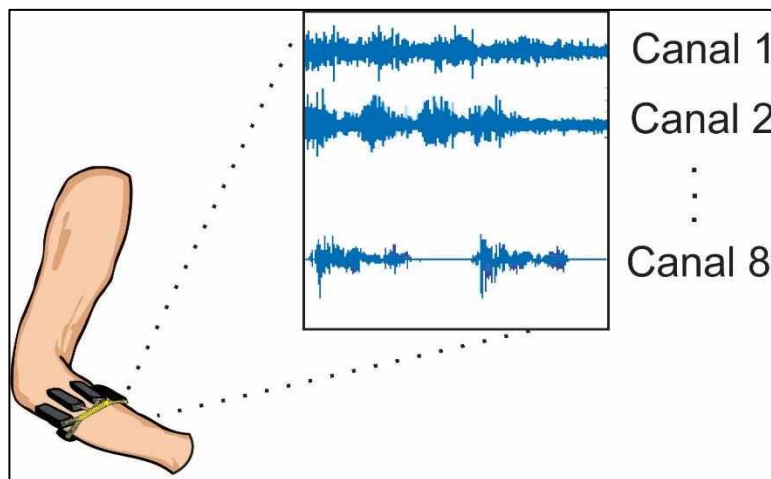


Figura 19: Proposta de dispositivo *armband* de aquisição de 8 canais de sinais eletromiográficos de superfície.

A figura 20 representa, idealmente, a aplicação do dispositivo para treinamento de próteses de membros superiores virtuais via interação *wireless* com o ambiente virtual.

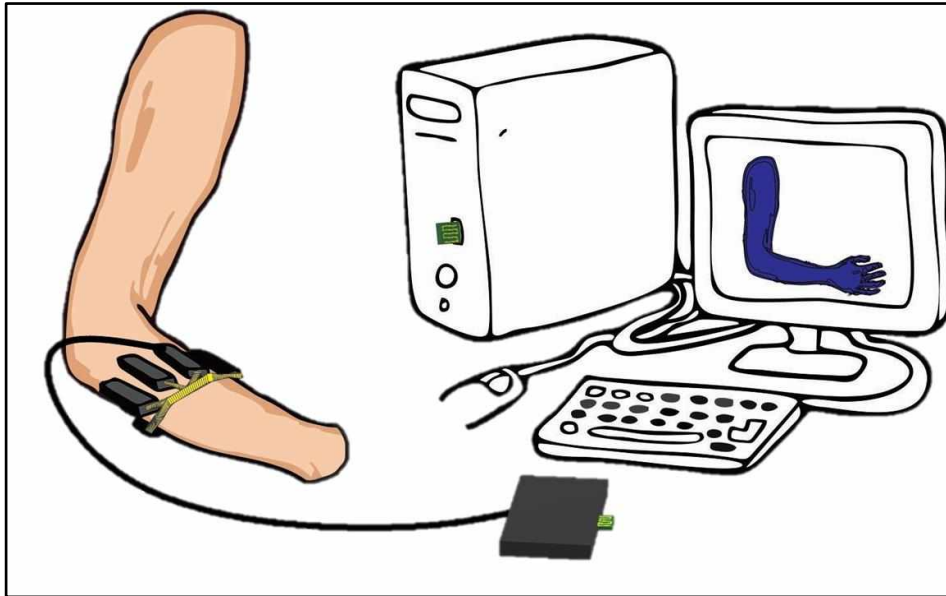


Figura 20: Proposta do Sistema completo. *Armband* conectado à placa principal.

A figura 21 item A trás a comparação entre a representação gráfica esperada para o projeto desenvolvido e o item B foto do *hardware* desenvolvido com a comunicação *armband* e placa principal por um cabo USB tipo C 3.1.

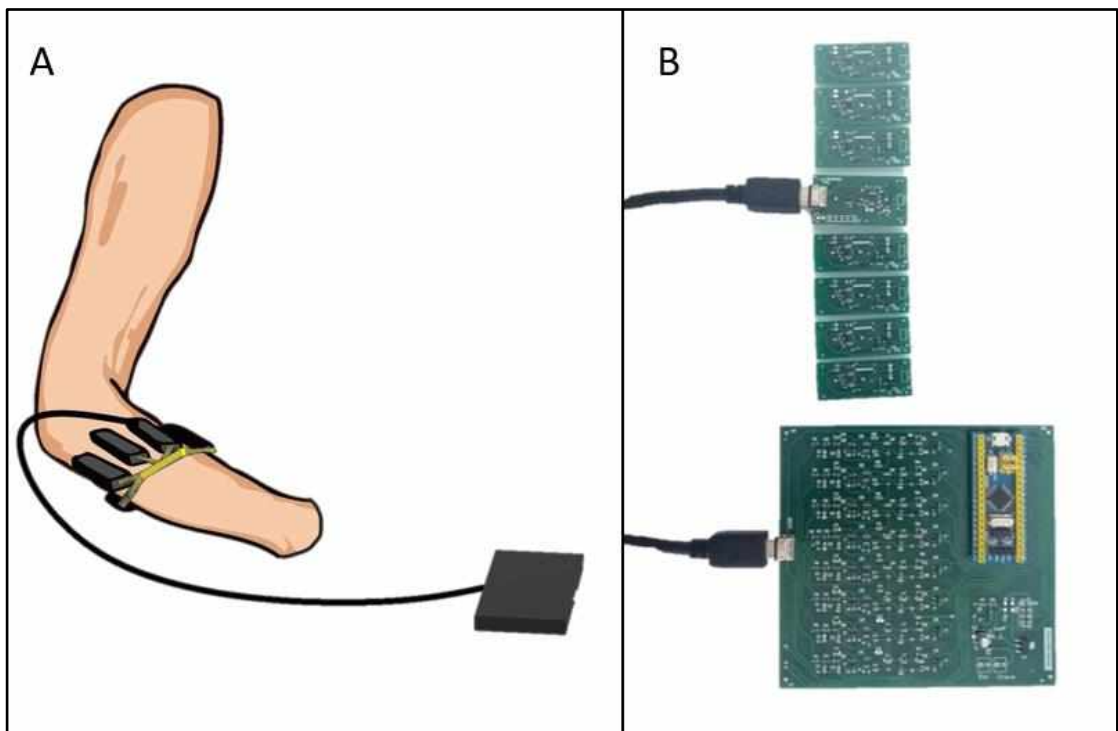


Figura 21: A) Representação gráfica da *armband* com 8 células de captação de sinal EMG e um sensor inercial no eletrodo principal. B) Imagem física do *hardware* desenvolvido com conexão *armband* e placa principal por cabo USB tipo C 3.1.

Considerando a *armband*, antes de detalhar o seu funcionamento, é importante ressaltar como serão condicionados os sinais eletromiográficos após serem captados. O diagrama da figura 22 apresenta o caminho do sinal eletromiográfico. Em cada célula da pulseira, estão presentes os eletrodos (2 eletrodos de captação e 1 eletrodo de referência) e um filtro passa-alta ativo de 1 pólo. Depois, os sinais serão filtrados em um filtro passa-baixa ativo de 3 pólos, tipo Butterworth (1º estágio), amplificados (2º estágio) e filtrados novamente por um filtro passa-alta ativo, de 3 pólos, tipo Butterworth (3º estágio). O condicionamento do sinal é detalhado nos itens 4.6.1 a 4.6.3 posteriores.

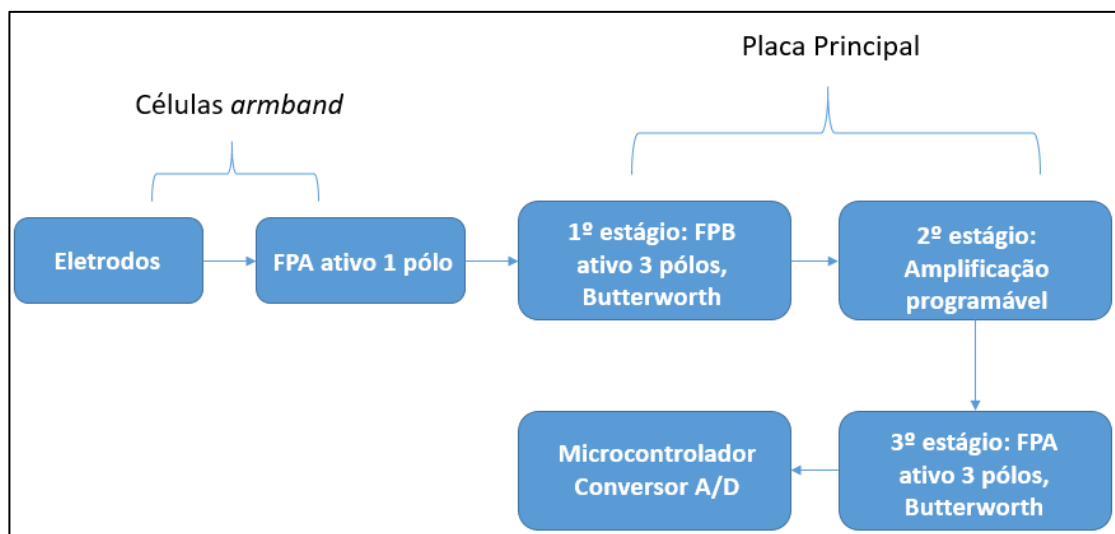


Figura 22: Condicionamento do sinal desde a captação até a conversão analógico/digital.

3.3 Eletrodos Não-Invasivos

Aquisição de sinal EMG por eletrodos não-invasivos dá-se pelo contato dos eletrodos com superfície da pele. Conforme observado na figura 23, considerando isoladamente uma única fibra muscular, ocorre o ciclo de despolarização – repolarização. Este ciclo gera onda de despolarização ou dipolo elétrico o qual viaja ao longo da superfície de uma fibra muscular. Normalmente configurações de eletrodos bipolares e uma amplificação diferencial são usados para medidas do sinal eletromiográfico. Dependendo da distância espacial entre os dois eletrodos para a diferencial do sinal, o dipolo forma um tipo de onda específica e aleatória. No instante T2, o dipolo está mais próximo do eletrodo da esquerda (considerando entrada não-inversora) por isso o potencial positivo. À medida que o dipolo viaja pela fibra, este fica equidistante dos eletrodos em T3 onde o sinal é nulo. E no instante T4, o dipolo se aproxima

mais do eletrodo da direita (entrada inversora) o qual, pela diferenciação dos sinais de entrada, é representado como negativo.

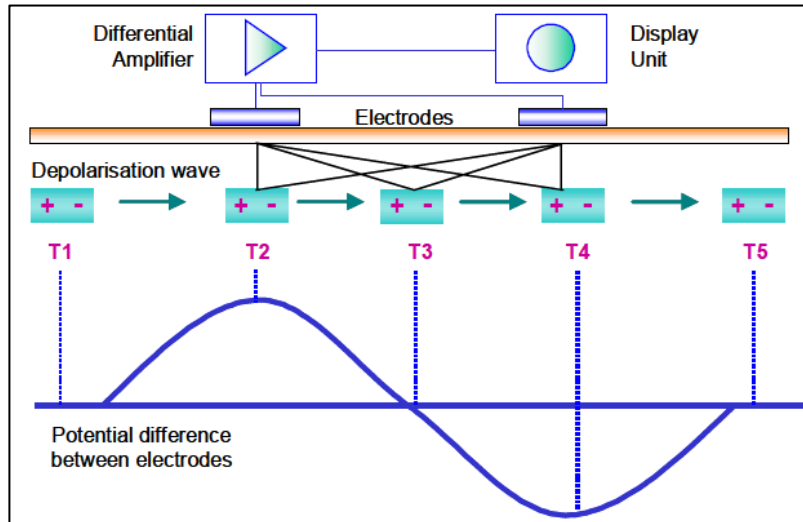


Figura 23: O modelo de um dipolo elétrico andante nas membranas das fibras musculares. Fonte: Konrad (2005).

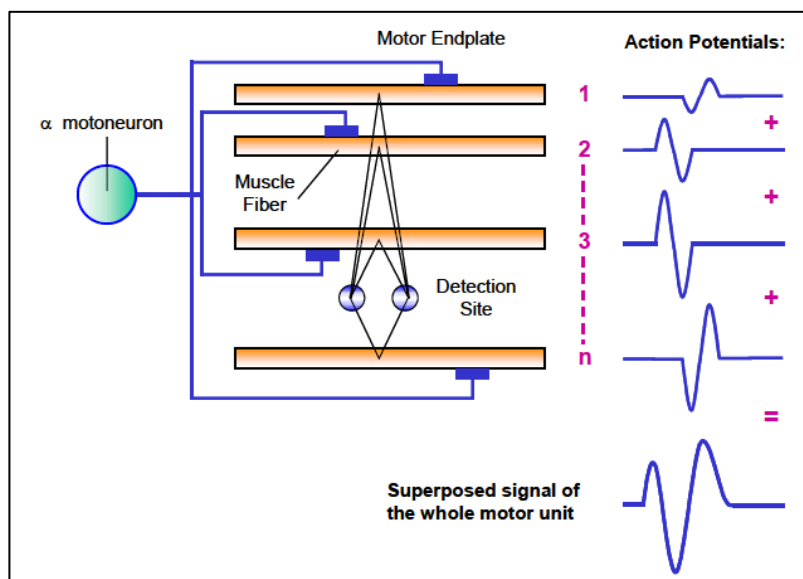


Figura 24: Exemplo de geração de um potencial de ação trifásico em uma única unidade motora. Fonte: Konrad (2005).

Considerando a figura 24, é possível verificar a influência de não apenas uma, mas n fibras musculares de uma única unidade motora. Como pode-se verificar, nesta análise, há vários dipolos elétricos das diferentes fibras e que influenciam o sinal resultante. A influência dos dipolos elétricos dos potenciais de ação das fibras possuem um peso predominante no sinal

EMG resultante inversamente proporcional ao quadrado da distância que os eletrodos estão dos mesmos.

3.4 Eletrodos Desenvolvidos

Como a pulseira é constituída por 8 canais de aquisição de sinal eletromiográfico por eletrodos ativos de superfície, tem-se 7 eletrodos comuns com sinal de saída correspondente a 1 canal EMG, e um eletrodo principal o qual retorna 2 tipos de dados à placa de processamento: o oitavo sinal eletromiográfico e dados do sensor inercial (acelerômetro de 3 eixos, giroscópio de 3 eixos e magnetômetro de 3 eixos). Os eletrodos construídos são bipolares simples diferencial (2 eletrodos de detecção, e 1 eletrodo de referência). O fluxo de dados ao longo da *armband* está indicado na figura 25.

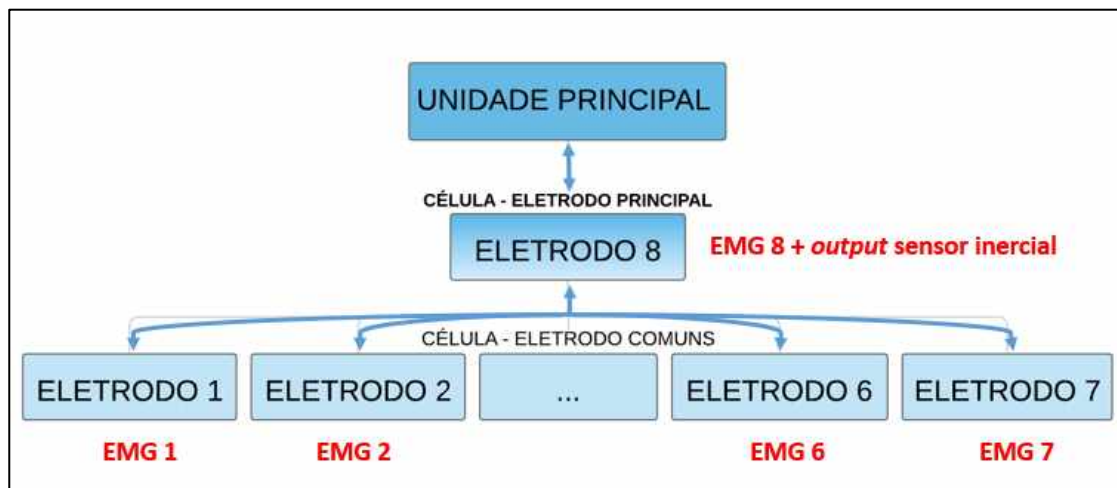


Figura 25: Fluxo de dados EMG através da *armband* projetada.

3.4.1 Eletrodo Comum

O amplificador de instrumentação utilizado foi o INA333IDGKT cuja tensão de alimentação está entre 1,8 V a 5,5 V (o funcionamento de todo o projeto foi estabelecido em 3,3 V). Pela equação (1), o ganho (G) aplicado neste estágio é de 11 V/V, pois o valor de R_G é $10k\Omega$. Com isso, a Razão de Rejeição de Modo Comum (RRMC) encontra-se em 100 dB, ou seja, valor muito desejável de atenuação de ruído de modo comum. Este componente também apresenta impedância de entrada (Z_{in}) em $100 G\Omega$ na qual a corrente de ruído torna-se extremamente baixa. Outro fator importante para a escolha é a corrente de *bias* que, no pior dos

casos, alcança o valor máximo de 200 pA, sendo o valor típico em 70 pA. Este componente permite a aquisição de um sinal de alta qualidade.

$$G = 1 + \left(\frac{100k\Omega}{R_G} \right) \quad (1)$$

Logo após o estágio de aquisição, tem-se um filtro passa-alta ativo de 1 pólo com frequência de corte (F_c) em 1,5 Hz. Este valor foi determinado para minimizar interferência de ruídos em baixas frequências no sinal adquirido, uma vez que o tecido conjuntivo humano e as camadas da pele têm um efeito de filtro passa-baixa.

A figura 26 apresenta a placa de circuito impresso do eletrodo comum cujo material dos eletrodos de captação é partícula de Prata (Ag) com pureza 999. A figura 27 apresenta o diagrama esquemático do eletrodo comum. As dimensões do eletrodo comum é 1,55 cm de largura por 4,00 cm de comprimento.

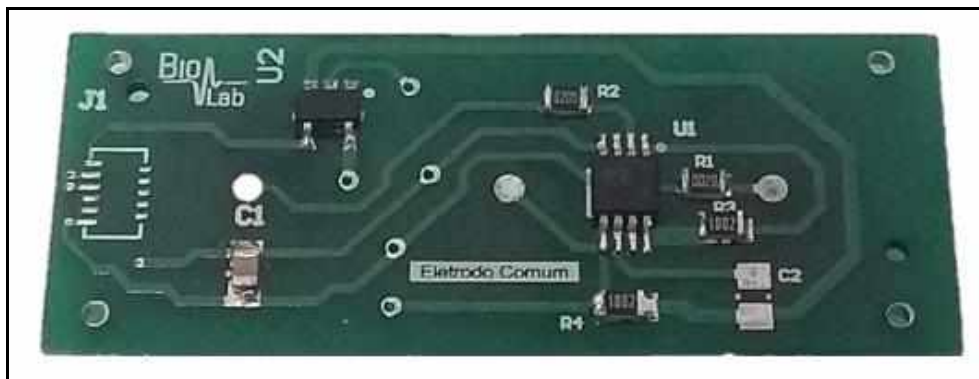


Figura 26: Eletrodo comum da pulseira projetada.

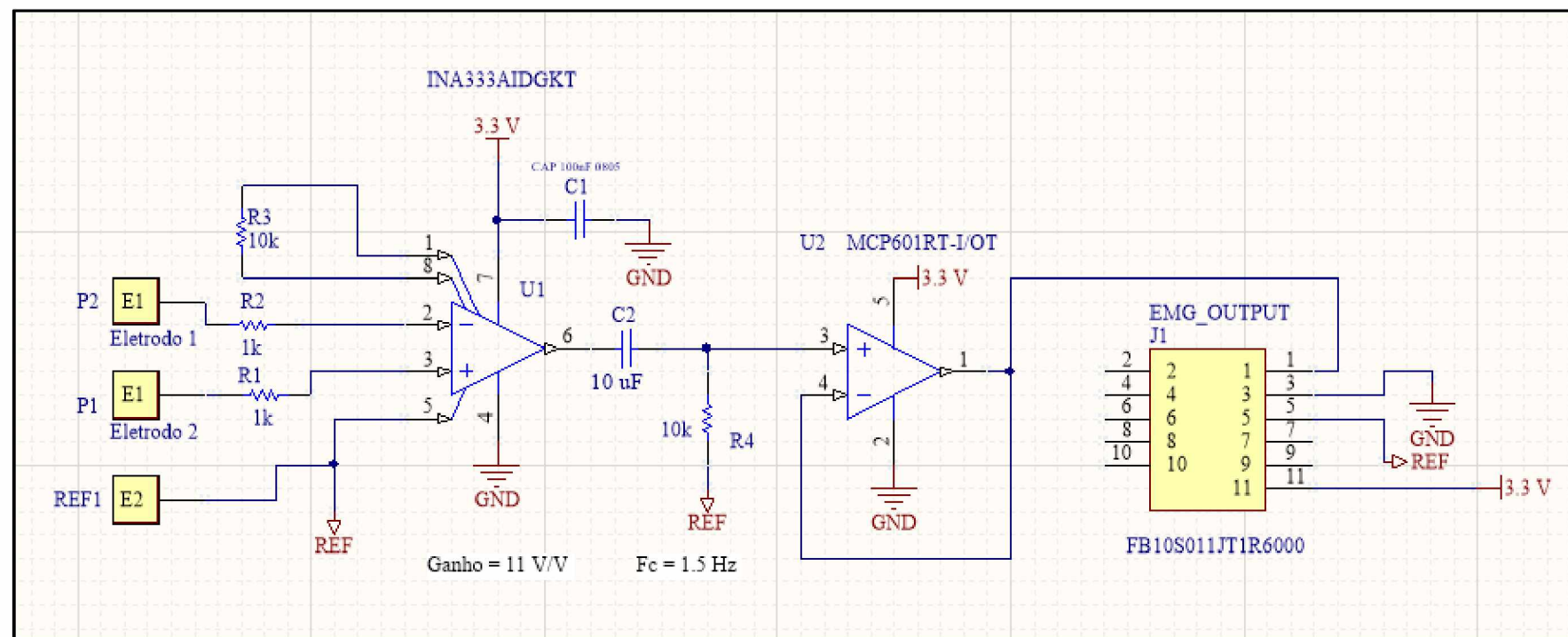


Figura 27: Diagrama esquemático do eletrodo comum.

3.4.2 Eletrodo Principal

A célula principal da pulseira, ou também chamado de eletrodo principal, é similar aos eletrodos comuns com o acréscimo da alocação do sensor inercial na posição P4 (visualizado na figura 28.B) e do conector USB tipo C 3.1. Na pulseira desenvolvida, o eletrodo principal é a célula que envia os dados à placa principal por cabo USB tipo C 3.1, como indicado no item 28.A. No item B e C, da figura 28, encontra-se a vista superior e inferior do eletrodo principal, respectivamente. Em J1 encontra-se o conector FB10S011JT1R6000 que todas as células da pulseira possuem e que conectam-se entre si através do cabo conector flexível.

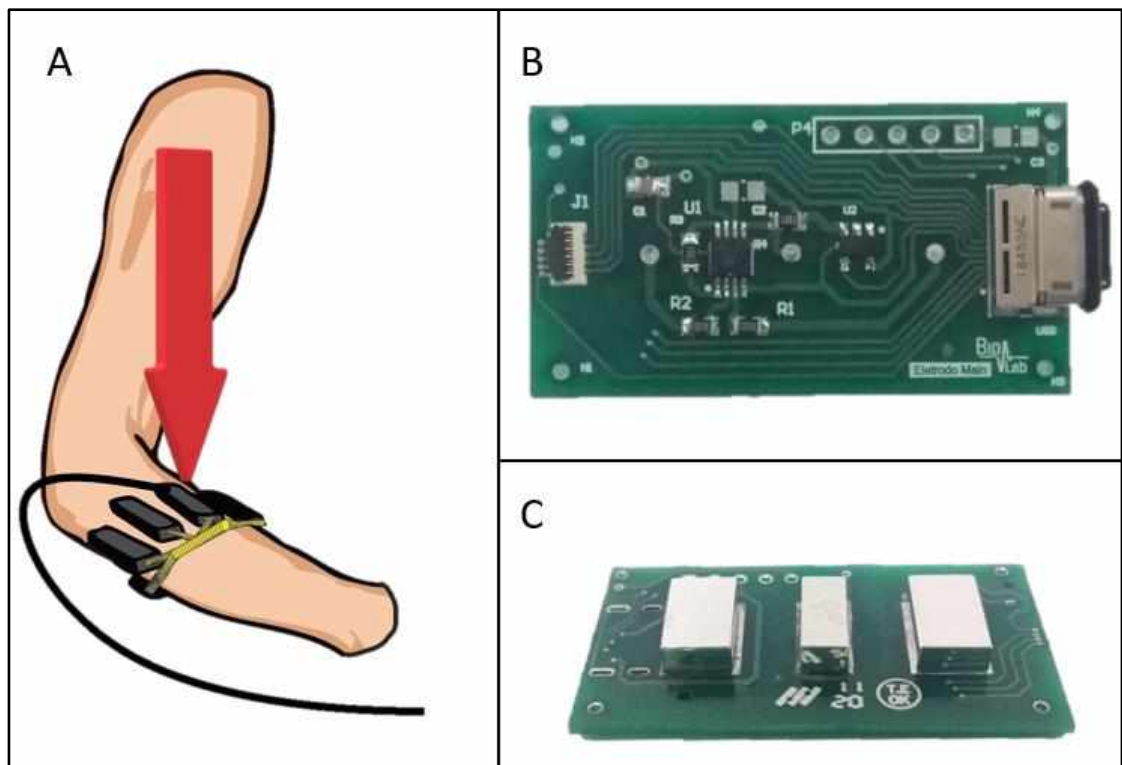


Figura 28: A) Indicação do eletrodo principal no dispositivo *armband* desenvolvido. B) Vista superior do eletrodo principal. C) Vista inferior da célula principal, à mostra os dois eletrodos de captação e o eletrodo de referência, no centro.

As dimensões do eletrodo principal é 2,18 cm de largura por 4,00 cm de comprimento. O diagrama esquemático do eletrodo principal é apresentado na figura 29. Como a única diferença para os eletrodos comuns é o sensor inercial, projetado para o sistema é o ICM20948 com alimentação em 3,3 V e corrente de funcionamento em 3 mA . Este sensor inercial viabiliza a utilização de giroscópio, acelerômetro e magnetômetro em 3 eixos cada.

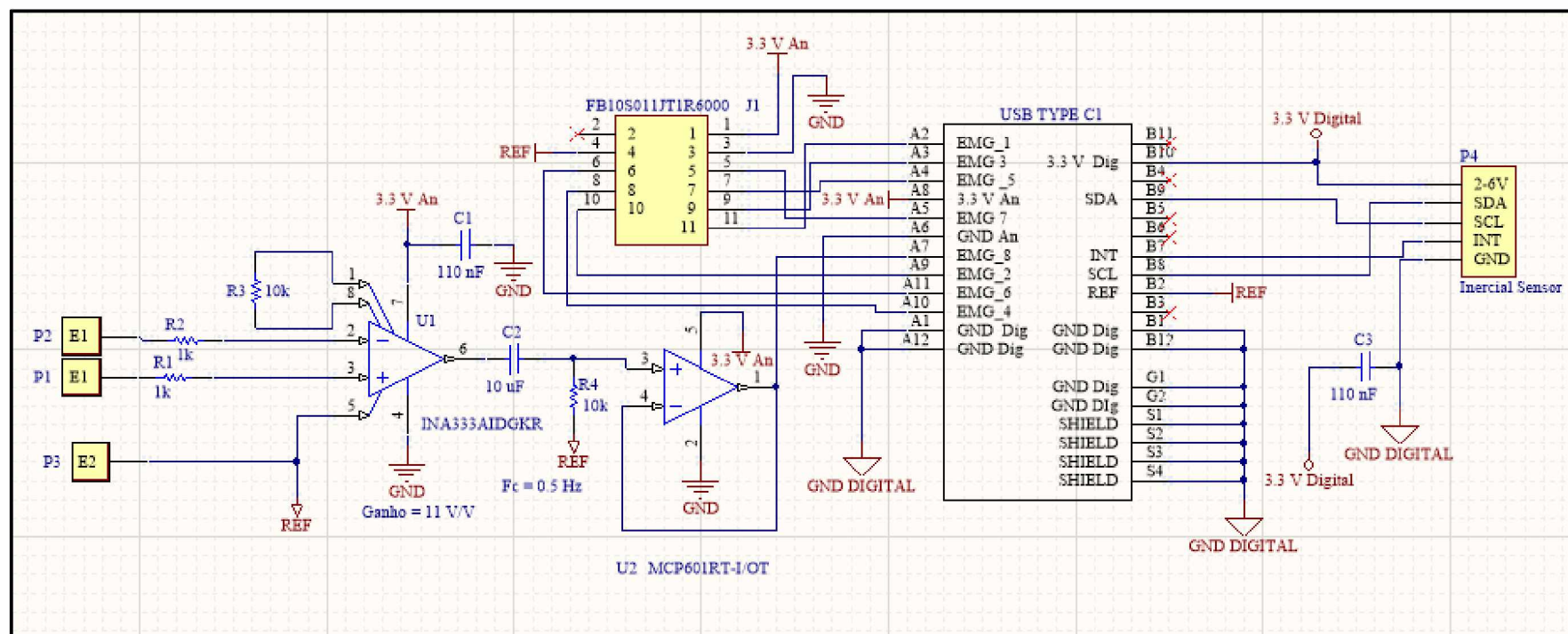


Figura 29: Diagrama esquemático do eletrodo principal.

3.5 Cabo Conector Flexível

O cabo conector flexível da *armband* possui a função de interligar as células dos eletrodos ao passo que energizam as células (VCC, GND e REF), conforme apresentado na figura 30, pela camada *top*, e retornam os sinais EMG captados de cada célula guiando até o eletrodo principal, pela camada *bottom*. Idealmente o conector é semelhante à figura 31.C porém não foi fabricado fisicamente. Foram criados 8 conectores machos de 11 trilhas para interligarem todas as células da pulseira por meio do conector FB10S011JT1R6000. Nos intervalos entre os conectores machos, há uma diferença de material, por exemplo, menos camadas de poliamida para que o cabo consiga ser mais flexível e adaptado à deformação da pulseira na alocação do dispositivo no antebraço. A figura 31 apresenta a vista inferior e a estrutura completa projetada do cabo conector flexível. O conector da pulseira apresenta 31 cm de comprimento, 9,6 mm de altura e 2 mm de espessura.

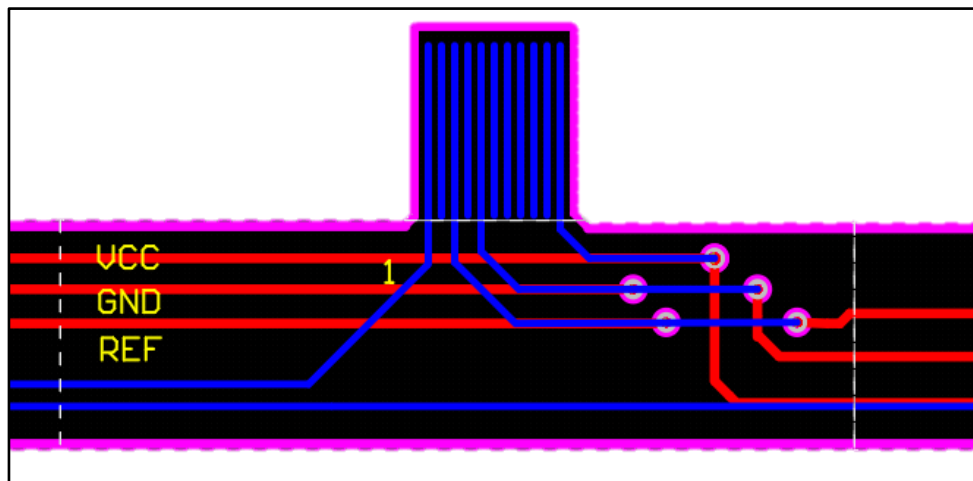


Figura 30: Apresentação das duas camadas do conector flexível da *armband* em vermelho (top layer) e em azul (bottom layer).

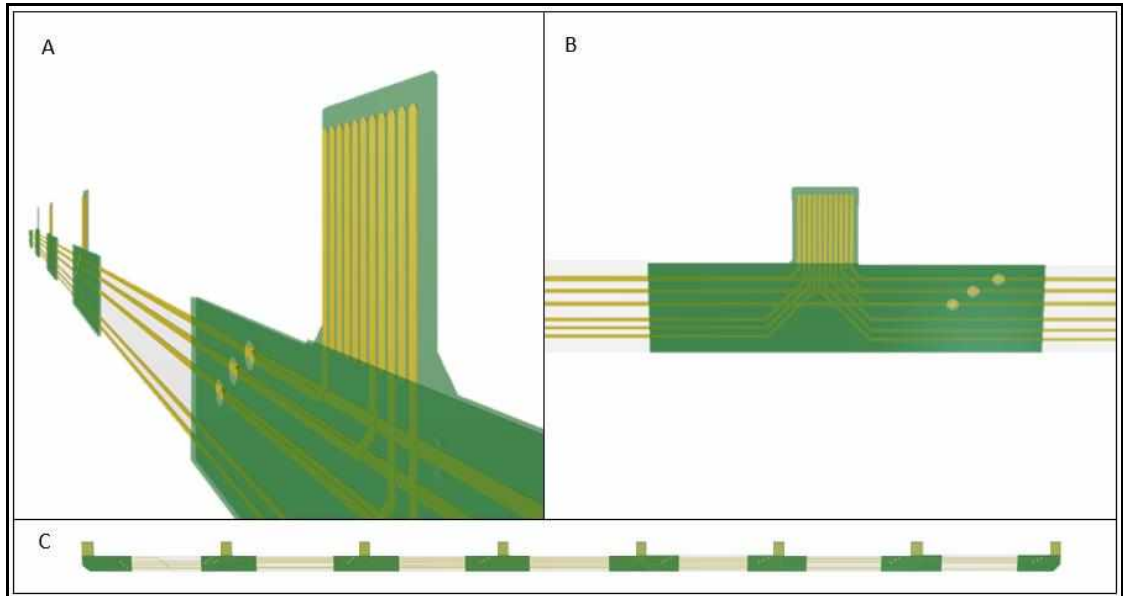


Figura 31: A) Vista inferior do cabo conector flexível; B) Vista inferior de um conector macho do cabo conector flexível; C) Vista total da estrutura do cabo conector flexível.

3.6 Placa Principal

Na placa principal encontra-se 3 estágios de condicionamento do sinal eletromiográfico, bem como a fonte de alimentação (bateria), a alocação do módulo STM32F103C8T6 e do módulo *wireless* nRF24LE1. Estas subdivisões da placa principal é expressa na figura 32. As dimensões da placa principal é 11,4 cm de largura por 10,80 cm de comprimento.

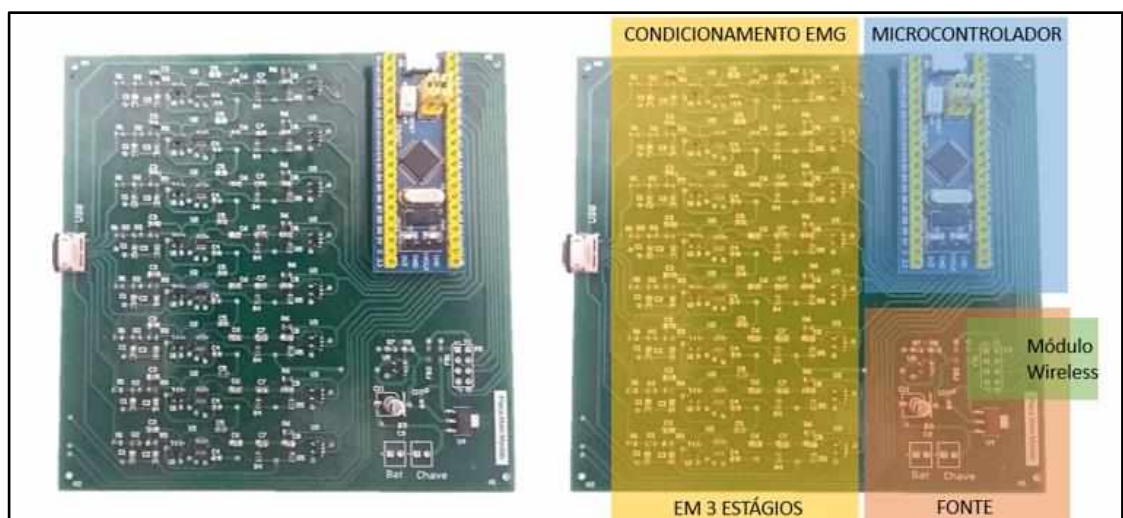


Figura 32: *Hardware* placa principal do projeto, apresentação das partes que a constituem: circuito de condicionamento do sinal EMG em 3 estágios, microcontrolador, módulo *wireless* e fonte de alimentação.

3.6.1 1º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico

Neste estágio foi construído um filtro passa-baixa ativo tipo Butterworth, de 3 pólos. Foi escolhido a construção na técnica Butterworth em razão deste tipo obter uma melhor resposta em frequência na frequência de interesse sem apresentar ripple. Deste modo o sinal não se deforma e temos uma resposta mais plana. Como considera-se a frequência de interesse do sinal EMG em até 350 Hz, a frequência de corte (F_c) deste filtro está em 500 Hz pois em F_c apresenta atenuação em 3 dB do sinal original filtrado. Foi escolhido 3 pólos porque esta quantidade apresenta uma ótima qualidade ao filtro e uma maior precisão na filtragem. Como temos atenuação em 20 dB por década por pólo, neste filtro temos 60 dB de atenuação por década, ou seja, interferências de ruídos eletromagnéticos acima de 5 kHz são praticamente eliminadas.

O amplificador operacional utilizado na construção dos filtros é o MCP601RT, impedância de entrada de $10\text{ G}\Omega$ e corrente de *bias* (I_B) em 1 pA e, no pior dos casos, tensão de *offset* de 2 mV. Neste estágio, considera-se que o sinal EMG de interesse possui uma amplitude de 55 mV. Por enquanto não é prejudicial as tensões de *offset* como causa de saturação do sinal. Mas, após a amplificação do sinal, o último estágio de condicionamento é específico para resolver este possível problema. O esquemático do 1º estágio encontra-se na figura 36.

3.6.2 2º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico

Neste estágio, utilizamos o amplificador de ganho programável digitalmente LTC6910-1 cuja tensão de alimentação também é 3,3 V. A resposta em frequência deste amplificador é muito boa, conforme a figura 33, dentro da faixa de operação de frequência que analisamos do nosso sinal. O ganho é programado conforme as entradas digitais no pinos G2, G1 e G0 apresentado na figura 34. E na figura 35, temos a tabela de valores de ganhos V/V segundo o tipo de entradas digitais. Por exemplo, se programado em '1', '0' e '0', tem-se o ganho em 10 V/V no sinal de entrada.

Neste estágio, considera-se dar um ganho em 20 V/V no sinal que antes, no estágio 1º tinha amplitude de 55 mV e, no pior dos casos, 4 mV de soma de tensões de *offset* anteriores. Com o ganho total o sinal poderá alcançar 1,18 V e este amplificador utilizado possui tensão de *offset* de 1,5 mV.

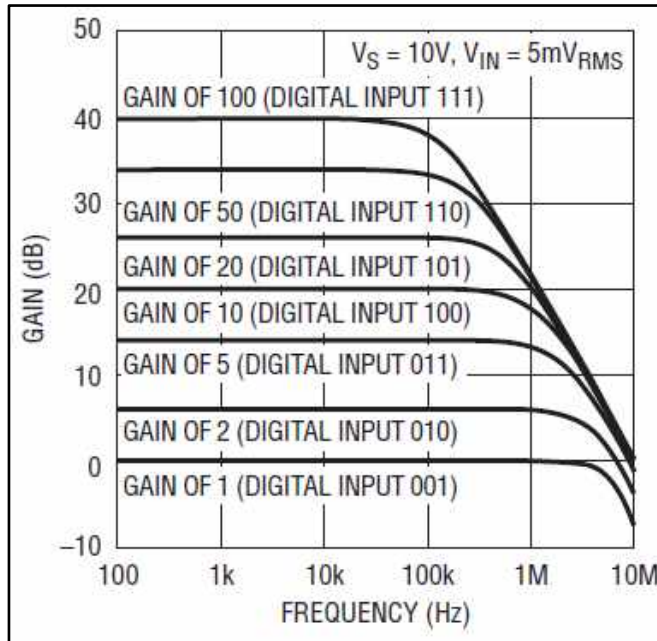


Figura 33: : Resposta em frequência do amplificador segundo a faixa de operação do sinal analisado. Fonte: Datasheet LTC6910-1.

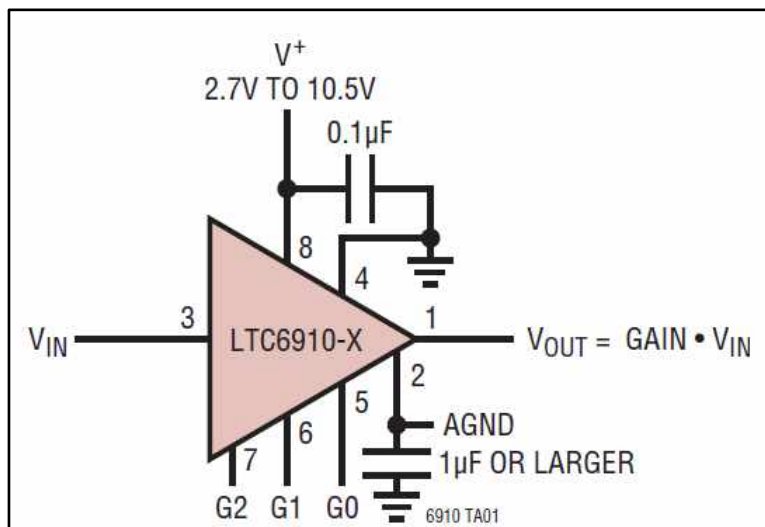


Figura 34: Amplificador de ganho programável utilizado no projeto LTC6910-1. Fonte: Datasheet LTC6910-1.

O diagrama esquemático do 2º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico encontra-se na figura 36.

DIGITAL INPUTS			GAIN IN VOLTS/VOLT		
G2	G1	G0	6910-1	6910-2	6910-3
0	0	0	0	0	0
0	0	1	-1	-1	-1
0	1	0	-2	-2	-2
0	1	1	-5	-4	-3
1	0	0	-10	-8	-4
1	0	1	-20	-16	-5
1	1	0	-50	-32	-6
1	1	1	-100	-64	-7

Figura 35: Relação valores de entradas digitais e o ganho V/V no sinal de entrada. Fonte: Datasheet LTC6910-1.

3.6.3 3º estágio de condicionamento do sinal eletromiográfico

Neste 3º estágio, é apresentado um filtro passa-alta ativo tipo Butterworth, de 3 pólos com frequência de corte em 15 Hz. Este é especificamente o último, e projetado nesta frequência de corte para eliminar a soma das tensões de *offset* somado ao sinal EMG de interesse durante todo o circuito de condicionamento e evitando, assim, que o sinal apresente uma saturação. Neste estágio, com o sinal EMG em 1,1 V e amplitude de ruído em 2 mV, a razão sinal ruído (RSR) esperada é de 550 vezes. Este valor RSR esperado é bastante favorável, considerando novamente, o pior funcionamento do sistema. O diagrama esquemático deste estágio, também se encontra na figura 36.

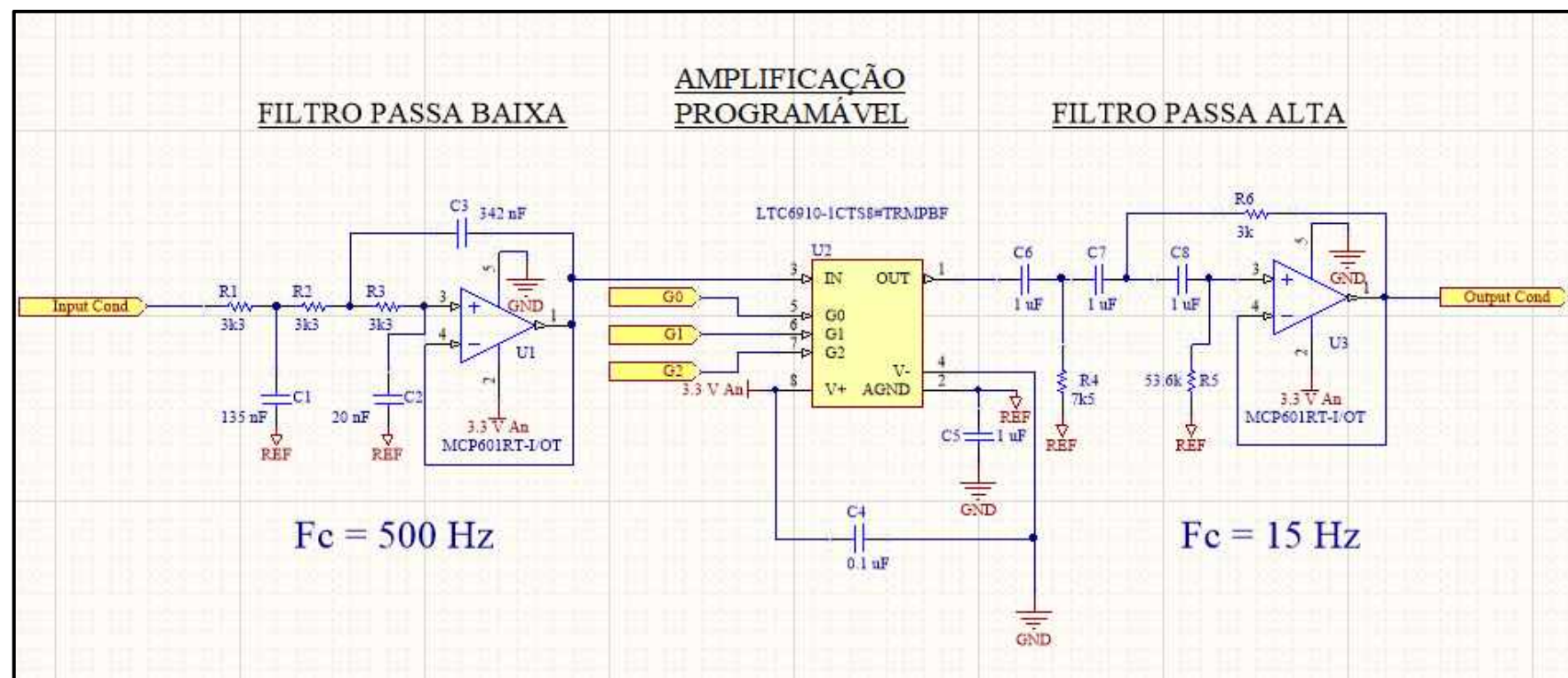


Figura 36: Diagrama esquemático dos estágios de condicionamento do sinal eletromiográfico na placa principal.

3.6.4 Módulo *wireless* nRF24LE1

A placa principal foi projetada para o módulo *wireless* nRF24LE1 visando a comunicação sem fio do dispositivo com outras plataformas (softwares, ambientes virtuais, próteses reais, entre outros).

A frequência de transmissão e recepção de dados é de 2.4 GHz. As taxas de comunicação variam entre 250 kbps, 1 Mbps and 2 Mbps. Conforme a figura 37, apresenta-se o módulo *wireless* nRF24LE1.

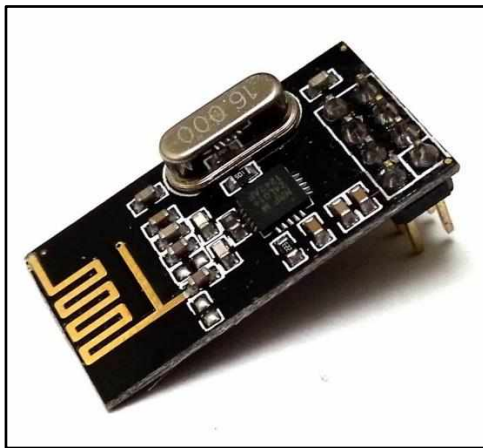


Figura 37: Módulo wireless nRF24LE1. Fonte: Datasheet nRF24LE1.

3.6.5 Módulo STM32F103C8T6

O módulo STM32F103C8T6 ARM® 32-bit Cortex®-M3 CPU Core foi escolhido na aplicação a este dispositivo devido à sua velocidade de processamento, cuja frequência máxima pode chegar à 72 MHz, ou 1.25 DMIPS/MHz. A oscilação do cristal, frequência do clock, está entre 4 e 16 MHz.

O diferencial do projeto desenvolvido está nas características de alta qualidade do microcontrolador apresentado neste módulo. Como a taxa de amostragem do sinal eletromiográfico deve ser no mínimo 1000 Hz, o microcontrolador permite essa possibilidade com duas unidades de conversor A/D de 12 bits à 1 us por conversão. A figura 33 trás a pinagem juntamente com a legenda de cada entrada do módulo STM32F103.

A tensão de operação também está dentro do padrão 3,3 V estabelecido. Pode-se encontrar sua integração no projeto no esquemático na figura 38.

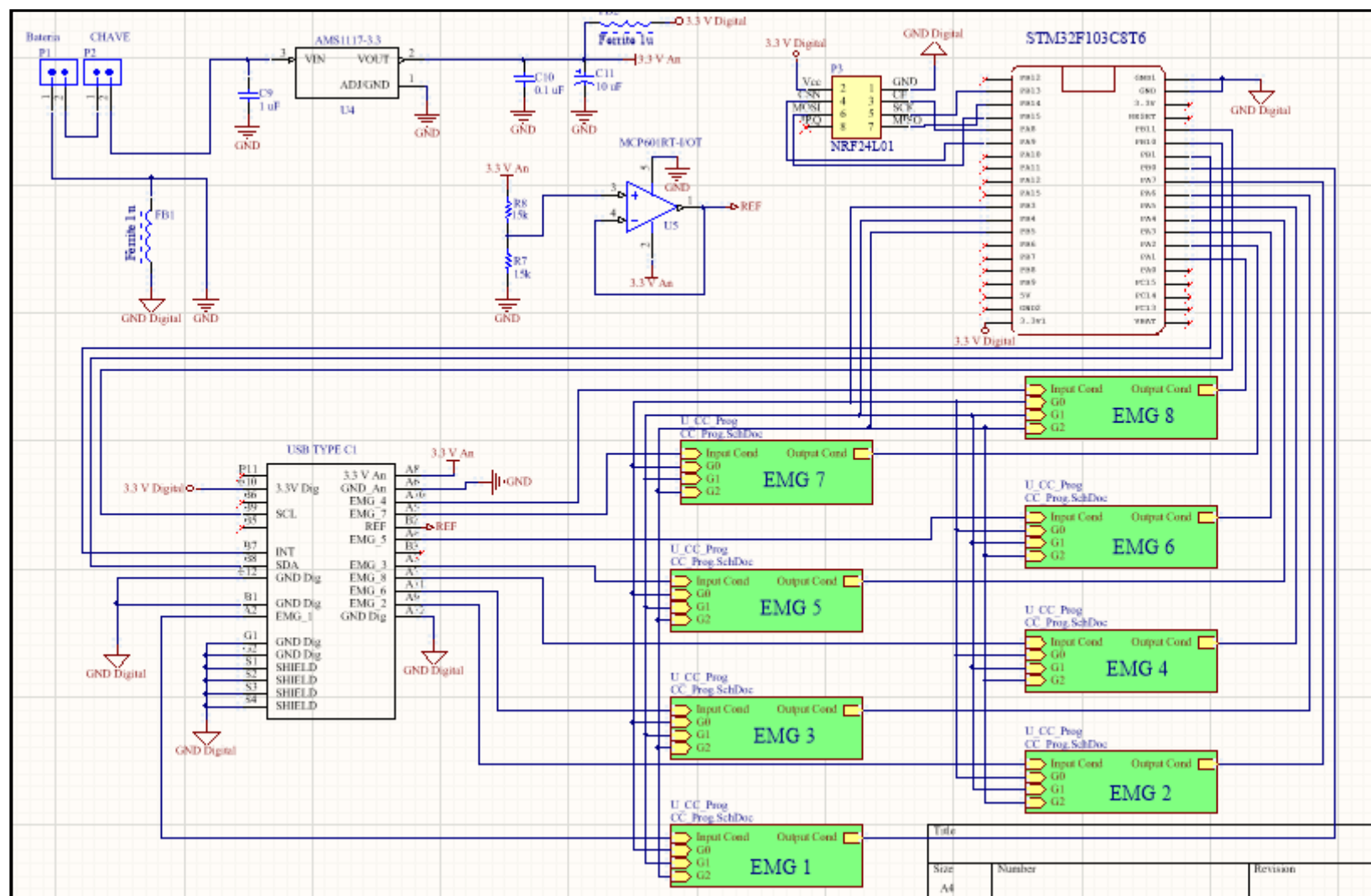


Figura 38: Diagrama esquemático da placa principal contemplando a fonte, o condicionamento dos sinais eletromiográficos, o módulo STM32F103C8T6 e o módulo *wireless* nRF24LE1.

3.6.6 Fonte de Alimentação

Como citado anteriormente, neste dispositivo separamos o Vcc e o Ground para os sinais analógicos e digitais, ou seja, em 3,3V-analógico e GND-analógico e 3,3V-digital e GND-digital. Em razão de os circuitos analógicos trabalharem com sinais contínuos e variações de tensão e corrente, enquanto os digitais operam com duas variáveis discretas “high” e “low”, têm uma pré-disposição maior, em razão do chaveamento, à geração de ruídos de alta frequência que podem interferir nos sinais analógicos, exatamente pelo fato de trabalharmos com aquisição de sinais de amplitude muito baixa na casa dos mV. O regulador de tensão do sistema para 3,3 V foi o AMS1117-3.3 cuja tensão de alimentação pode variar entre 6,5 V e 12 V.

A equação (2) foi utilizada para o cálculo do valor dos ferrites bead (L_{BEAD}) para que tenham comportamento indutivo. Baseado em Limjoco et al. (2015), o valor de reatância indutiva (X_L) para frequência (f) em 30.7 MHz, é de 233Ω . Por este fato, os dois ferrites beads aplocados à fonte são de valores de 1 μ H. O ferrite bead com este valor implementado têm caráter de filtro passa-baixa para eliminação de ruídos em altas frequências na fonte, ou seja, acima dos 30 MHz, bem como ruídos eletromagnéticos.

$$L_{BEAD} = \frac{X_L}{2 * \pi * f} \quad (2)$$

3.7 Estado Atual do Projeto

O *hardware* do projeto foi concluído de modo que os avanços futuros do desenvolvimento serão no âmbito da aquisição dos sinais eletromiográficos e do sensor inercial para rastreamento do membro no espaço. A partir da verificação do sinal, o ganho que irá se aplicar será ajustado de acordo com a amplitude do sinal dos músculos remanescentes do antebraço do indivíduo. Por meio desta análise, e do rastreamento, a integração do dispositivo desenvolvido com um ambiente de treinamento motor com a prótese virtual irá permitir uma reabilitação realista e adequada às capacidades do indivíduo através do *feedback* visual de acordo com as atividades realizadas.

3.8 Conclusão

A engenharia biomédica permite a integração entre a tecnologia e a área da saúde. Visando a reabilitação de indivíduos amputados, é possível abranger a realização de tarefas com uma prótese virtual desenvolvida em um ambiente virtual, a análise de diferentes tipos de controles mioelétricos, a telemedicina que possibilita a união de pequenos centros de reabilitação em localidades distantes com a equipe de profissionais necessária e o desenvolvimento de sensores acoplados à próteses integrados com o sistema nervoso do indivíduo.

A partir do desenvolvimento de um dispositivo capaz de adquirir os sinais eletromiográficos do indivíduo e combiná-lo com a possibilidade do início rápido e eficiente da reabilitação motora de pessoas amputadas sem a necessidade da prótese física, abre-se novos caminhos para essa área.

O mercado atualmente apresenta dispositivos cuja taxa de amostragem da aquisição de sinais EMG é no máximo em 200 Hz. No entanto, o dispositivo proposto apresenta uma nova abordagem na aquisição dos sinais eletromiográficos visando o melhor detalhamento destes sinais e a aplicação com maior precisão. Com uma taxa de amostragem 5 vezes maior, os 8 canais EMG adquiridos podem mostrar informações mais específicas sobre os músculos remanescentes do membro superior amputado.

O dispositivo proposto permite observar melhor as informações dos músculos remanescentes e entender as necessidades e as capacidades de cada indivíduo que sofreu amputação de membro superior. Como o treinamento do uso de próteses mioelétricas apresenta um maior nível de dificuldade em razão dos diferentes graus de liberdade, o dispositivo integra as especificidades do indivíduo com um treinamento mais eficiente sem a necessidade de uma prótese física.

CAPÍTULO 4

CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

4.1 Conclusões Gerais

A região Norte do Brasil apresenta o maior índice de amputação MMSS do país atingindo 0.94 amputações a cada 100.000 habitantes. O país, ao todo, alcança a marca de 0.7 amputações de MMSS a cada 100.000 habitantes. Assim, com a sexta maior população mundial, aproximadamente 210.147.125 habitantes, pode-se prever que há 1.470 amputações de MMSS a cada ano. Com o foco da inserção da engenharia no aprimoramento da reabilitação motora de amputados, em 20 anos, a região Sudeste apresentou a maior quantidade de artigos científicos, ao todo 7. Regiões como Norte e Nordeste não apresentaram nenhum artigo, a região Centro-Oeste apresentou 1 artigo e a região Sul, também 1 artigo. Considerando-se a literatura acadêmica como sendo reflexo do desenvolvimento tecnológico e educacional de uma região ou país, estes fatos demonstram como a tecnologia está muito pouco inserida na reabilitação motora da pessoas amputadas no Brasil.

A fase pré-protética é uma das fases mais importante na reabilitação de um paciente amputado. Quanto maior o tempo que decorre até a protetização do indivíduo, menor será o seu potencial em recuperar suas capacidades motoras perdidas. Muitas vezes, uma prótese individualizada (dentre todos os tipos disponíveis: cosméticas, passivas ou mioelétricas) possui um prazo até que o indivíduo a receba. Nesse ínterim, a tecnologia permite que o indivíduo inicie sua reabilitação mesmo sem a prótese física por meio de jogos sérios, simulações em realidade virtuais e/ou aumentadas, permitindo que a fase pré-protética do indivíduo seja bem aproveitada visando o maior potencial de recuperação do amputado e o menor abandono do uso das próteses futuramente.

A proposta de dispositivo apresentada visa, além da aplicação da tecnologia na fase pré-protética para uma eficiente reabilitação motora, a apresentação das características eletromiográficas dos músculos remanescentes com maiores detalhes por meio de uma taxa de amostragem do sinal maior do que o mercado apresenta, no mínimo 1 kHz. Com informações mais específicas dos sinais eletromiográficos de 8 canais, o treinamento do indivíduo amputado poderá tornar-se uma prática mais realista e confortável com a apresentação das capacidades que indivíduo possui após o procedimento de amputação. E aumentar, assim, suas chances de

sucesso protético com o início do treinamento assim que o indivíduo se encontrar no estágio pré-protético.

4.1.1 Trabalhos Acadêmicos

Ao longo da caminhada acadêmica houve participações em trabalhos acadêmicos frutos de duas iniciações científicas realizadas. A participação em trabalhos acadêmicos em eventos científicos segue nas figuras de 39 a 42.

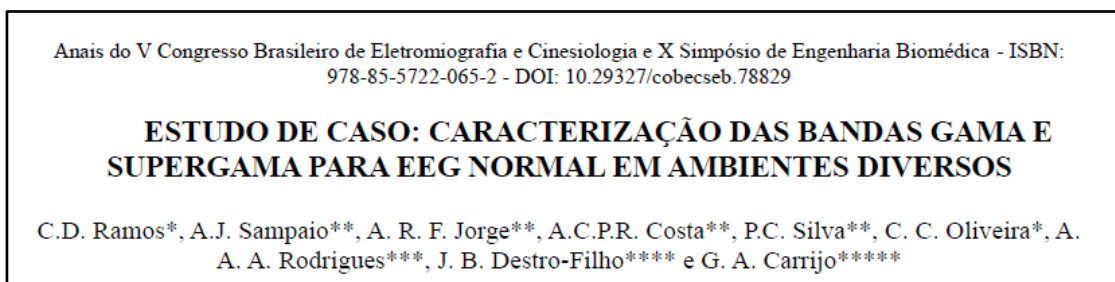


Figura 39: Participação no artigo publicado no Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (COBEC) 2018.



Figura 40: Participação no artigo publicado CEEL 2018.



Figura 41: Participação no artigo publicado no SEB 2019.

Dear Amanda Jorge,

It is as pleasure to inform you that your paper entitled Amputation Rates in Southeastern Brazil has been accepted for presentation in the XXVII Brazilian Congress of Biomedical Engineering (<https://www.cbeb.org.br/>) that will happen from 26-30 October, 2020 in Vitoria, ES.

Best regards,

Scientific Committee

Figura 42: Aceite de publicação do artigo “Amputation Rates in Southeastern Brazil” no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2020.

E por fim, houve a participação em dois artigos na categoria revista científica, um deles aceito para publicação:

- Ana Clara Pereira Resende da COSTA, Camila Davi RAMOS, Amanda Rosa FERREIRA-JORGE, Marcos CAMPOS, João Batista DESTRO-FILHO, Pedro FROSI. The electroencephalogram patterns with the presence of an unkown musical stimulus. Bioscience Journal. ISSN 1981-3161. 2020.

4.2 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros planeja-se continuar o desenvolvimento do dispositivo proposto com a real implementação, análise de sinais eletromiográficos adquiridos, desenvolvimento de um software próprio para utilização do dispositivo e um possível tratamento bioestatístico dos dados. Visto que a população brasileira apresenta, por ano, aproximadamente 1.500 amputações de membros superiores e é muito baixa a participação da engenharia na área de reabilitação motora dos amputados, tem-se muito interesse em continuar a jornada acadêmica no desenvolvimento desta inserção e ajudar cada vez mais a população deficiente.

REFERÊNCIAS

- A. N. SILVA, K. L. N. ET AL. A virtual electromyographic biofeedback environment for motor rehabilitation therapies. **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)**, p. 4, 2013.
- BAUMFELD, D. et al. Factors related to amputation level and wound healing in diabetic patients. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 26, n. 5, p. 342–345, 2018.
- BERGO, M. F. DA C.; PREBIANCHI, H. B. Emotional aspects present in the lives of amputees: a literature review. **Psicologia - Teoria e Prática**, v. 20, n. 1, p. 47–60, 2018.
- BIDDISS, E. A.; CHAU, T. O. M. T. Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 31, n. September, p. 236–257, 2007.
- BIDDISS, E.; BEATON, D.; CHAU, T. O. M. Consumer design priorities for upper limb prosthetics. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 2, n. November, p. 346–357, 2007.
- BIDDISS, E.; CHAU, T. The roles of predisposing characteristics, established need, and enabling resources on upper extremity prosthesis use and abandonment. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 2, n. 2, p. 71–84, 2007.
- BIDDISS, E.; CHAU, T. Upper-Limb Prosthetics. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 86, n. December, p. 977–987, 2007.
- BLANA, D. et al. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 29, p. 21–27, 2016.
- BLOOMER, C.; KONTSON, K. L. Comparison of DEKA Arm and Body-Powered Upper Limb Prosthesis Joint Kinematics. **Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation**, v. 2, n. 3, p. 100057, 2020.
- Brain-Computer Interfaces & Neuroprostheses. Johns Hopkins University Neuroengineering & Biomedical Instrumentation Lab. Disponível em:
<https://neuroengineering.bme.jhu.edu/emg_patternRec.htm>. Acesso em 15, outubro de 2020.
- CAMPOS, M.C.; TEIXEIRA, H.C.G.; **Controles Típicos de Equipamentos e Processos Industriais**, 2ª ed. São Paulo: Blucher, 2010.
- CAREY, S. L.; LURA, D. J.; JASON HIGHSMITH, M. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 52, n. 3, p. 247–262, 2015.
- COIMBRA, T. L.; MEDEIROS, R. P. Frequencia e fatores determinantes da dor do membro fantasma em pacientes amputados assistidos por um centro de reabilitação situado no centro-oeste do Brasil. **Acta Fisiátrica**, v. 25, n. 1, p. 7–11, 2018.
- CORDELLA, F. et al. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. **Frontiers in Neuroscience**, v. 10, n. MAY, p. 1–14, 2016.
- CUNHA, R. G. et al. Influence of functional task-oriented mental practice on the gait of transtibial amputees: a randomized, clinical trial. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 1–10, 2017.
- DA SILVA JÚNIOR, W. C.; DE OLIVEIRA, M. A. V.; BONVENT, J. J. Conception, design and development of a low-cost intelligent prosthesis for one-sided transfemoral amputees. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 31, n. 1, p. 62–69, 2015.
- DA SILVA, R. et al. Physical activity and quality of life of amputees in southern Brazil. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 35, n. 4, p. 432–438, 2011.

- DING, I. J.; LIN, R. Z.; LIN, Z. Y. Service robot system with integration of wearable Myo armband for specialized hand gesture human–computer interfaces for people with disabilities with mobility problems. **Computers and Electrical Engineering**, v. 69, p. 815–827, 2018.
- FERREIRA, M. L. et al. The healthcare network for people with amputation: Nursing action in the view of bioethics. **Texto e Contexto Enfermagem**, v. 27, n. 2, p. 1–8, 2018.
- FLASH, K. B. STM32F103x8. n. August, p. 1–117, 2015.
- GOIATO, M. C. et al. Implant-retained finger prosthesis with modified retention system. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 37, n. 4, p. 324–328, 2013.
- GONÇALVES JUNIOR, E.; KNABBEN, R. J.; LUZ, S. C. T. DA. Portraying the amputation of lower limbs: an approach using ICF. **Fisioterapia em Movimento**, v. 30, n. 1, p. 97–106, 2017.
- GREGG, E. W. et al. Prevalence of Lower-Extremity Disease in the U . S . Adult Population > 40 Years of age with and without Diabetes. **Diabetes Care**, v. 27, n. July, p. 1591–1597, 2004.
- YANG, W. et al. Economic costs of diabetes in the U.S. in 2012. **Diabetes Care**, v. 36, n. 4, p. 1033–1046, 2013.
- HELITO, C. P. et al. Evaluation of quality of life and walking ability among amputated patients and those who refused to undergo amputation following infection of total knee arthroplasty: Small case series. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 39, n. 6, p. 463–469, 2015.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo Demográfico, 2010. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/estatisticas/so-ciais/populacao/9662-censo-demografico-2010.html?edicao=9749&t=resultados>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 2019. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). Produto Interno Bruto – PIB 2017. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/ex-plica/pib.php>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- INSTITUTO DE PESQUISA ECONÔMICA APLICADA (IPEA). Fórum Brasileiro de Segurança Pública. Atlas da Violência 2018. Disponível em: <<https://www.ipea.gov.br/atlasviolencia/>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- IVENSENSE. Icm-20948. **Datasheet**, p. 1–89, 2017.
- KANOVA, S.; KANEMURA, A.; ASOH, H. Are armband sEMG devices dense enough for long-term use?—Sensor placement shifts cause significant reduction in recognition accuracy. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 60, p. 101981, 2020.
- KAVAMOTO, C. A. et al. A Brazilian model of distance education in physical medicine and rehabilitation based on videoconferencing and Internet learning. **Journal of Telemedicine and Telecare**, v. 11, n. SUPPL. 1, p. 80–82, 2005.
- KELLEY, M. A. et al. Expert Review of Medical Devices Identifying the benefits and risks of emerging integration methods for upper limb prosthetic devices in the United States: an environmental scan Identifying the benefits and risks of emerging integration methods for upper. **Expert Review of Medical Devices**, v. 16, n. 7, p. 631–641, 2019.
- KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to kinesiological Electromyography**. 1st ed. USA: Noraxon INC, 2005.
- LIMJOCO, A.; ECO, J. Ferrite Bead Demystified. Analog Devices, AN-1368. p. 1–11, 2015.
- LUZA, L. P. et al. Psychosocial and physical adjustments and prosthesis satisfaction in amputees: a systematic review of observational studies. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 15, n. 5, p. 582–589, 2020.
- MADUSANKA, D. G. K. et al. A review on hybrid myoelectric control systems for upper limb prosthesis. **MERCon 2015 - Moratuwa Engineering Research Conference**, p. 136–141, 2015.

- MATOS, D. R.; NAVES, J. F.; DE ARAUJO, T. C. C. F. Quality of life of patients with lower limb amputation with prostheses. **Estudos de Psicologia (Campinas)**, v. 37, p. 1–12, 2020.
- MERLETTI, D.; Farina, D. **Electromyography: Physiology, Engineering and Applications**. 1st ed. Canada: John Wiley & Sons, 2016.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portal da Saúde. TabNet DataSUS. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- NORDIC SEMICONDUCTOR. nRF24LE1: Ultra-low Power Wireless System On-Chip Solution. **ReVision**, n. August, 2010.
- NUNES, M. A. et al. Adaptação a prótese em pacientes com amputações maiores de membros inferiores e sua associação com os dados sociodemográficos e clínicos. **Sao Paulo Medical Journal**, v. 132, n. 2, p. 80–84, 2014.
- NUNES, M. A. et al. Common mental disorders in patients undergoing lower limb amputation: A population-based sample. **World Journal of Surgery**, v. 36, n. 5, p. 1011–1015, 2012.
- O’SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J.; FULK, G.D.. **Fisioterapia Avaliação e Tratamento**. 6ª ed. São Paulo: Manole, 2018.
- OLIVEIRA, A. EMG pattern recognition for prosthetic limb control. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 105, 2000.
- ØSTLIE, K. et al. Adult acquired major upper limb amputation in Norway: Prevalence, demographic features and amputation specific features. A population-based survey. **Disability and Rehabilitation**, v. 33, n. 17–18, p. 1636–1649, 2011.
- PEIXOTO, A. M. et al. Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de Alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, n. 4, p. 378–384, 2017.
- PIAZZA, L. et al. Évaluation De L’Activité Physique Chez Les Amputés : Revue Systématique De La Littérature. **Science and Sports**, v. 32, n. 4, p. 191–202, 2017.
- PIRES, G. K. W. et al. Semantic equivalence in Brazilian Portuguese translation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales—Revised. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 44, n. 2, p. 66–72, 2020.
- POOJA, G. DAS; SANGEETA, L. Prevalence and aetiology of amputation in Kolkata, India: A retrospective analysis. **Hong Kong Physiotherapy Journal**, v. 31, n. 1, p. 36–40, 2013.
- POWERS, S.C.; HOWLEY, E.T.; **Fisiologia do Exercício: Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho**. 5ª ed. São Paulo: Manole, 2004.
- RANGE, R. I.; SWING, R. O. LTC6910 PGA 5V 100x. p. 1–26.
- RAWAT, S.; VATS, S.; KUMAR, P. Evaluating and Exploring the MYO ARMBAND. **2016 International Conference System Modeling & Advancement in Research Trends (SMART)**, p. 115–120, 2016.
- SAMUEL, O. W. et al. Pattern recognition of electromyography signals based on novel time domain features for amputees’ limb motion classification. **Computers and Electrical Engineering**, v. 67, p. 646–655, 2018.
- SEMASINGHE, C. L. et al. Transradial prostheses: Current status and future directions. 2016 Manufacturing and Industrial Engineering Symposium: Innovative Applications for Industry, MIES 2016, n. October, p. 7, 2016.
- SEREN, R.; DE TILIO, R. As vivências do luto e seus estágios em pessoas amputadas. **Revista da SPAGESP**, v. 15, n. 1, p. 64–78, 2014.
- SHARMA, A. et al. A Mixed-Reality Training Environment for Upper Limb Prosthesis Control. **2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2018 - Proceedings**, p. 1–4, 2018.
- SHEEHAN, T. P.; GONDO, G. C. Impact of limb loss in the United States. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 25, n. 1, p. 9–28, 2014.

- SILVA, A. DAS M. et al. Functional capacity of elderly with lower-limb amputation after prosthesis rehabilitation: a longitudinal study. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 0, n. 0, p. 1–5, 2019.
- SOARES, A. et al. The development of a virtual myoelectric prosthesis controlled by an EMG pattern recognition system based on neural networks. **Journal of Intelligent Information Systems**, v. 21, n. 2, p. 127–141, 2003.
- THOMAS, R.; THARION, G. Rehabilitation in South India. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 30, n. 4, p. 817–833, 2019.
- TOSCANO, C. M. et al. Annual direct medical costs of diabetic foot disease in Brazil: A cost of illness study. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 15, n. 1, p. 1–13, 2018.
- UNITED NATIONS DEVELOPMENT PROGRAMME. Human Development Reports. Disponível em: <<http://hdr.undp.org/en/content/2019-human-development-index-ranking>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- UNITED NATIONS POPULATION FUND. World Population Dashboard. Disponível em: <<https://www.unfpa.org/data/world-population-dashboard>>. Acesso em: 20, junho de 2020.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION: REHABILITATION, 2020. Disponível em: <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>> . Acesso em: 03, julho de 2020.