

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA TECNOLOGIA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO II**

CARLOS ADRIANO PIOLA

**DESENVOLVIMENTO DE PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DE ES-
FORÇO EM MEMBRO SUPERIOR EM PROCESSOS FISIOTERÁPICOS**

**CAXIAS DO SUL
2020**

CARLOS ADRIANO PIOLA

**DESENVOLVIMENTO DE PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DE ES-
FORÇO EM MEMBRO SUPERIOR EM PROCESSOS FISIOTERÁPICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Elétrica à
Universidade de Caxias do Sul.

Orientador: Prof^ª. Dra. Marilda Machado
Spindola

**CAXIAS DO SUL
2020**

RESUMO

Pesquisas científicas, no campo da engenharia, focadas em processos de reabilitação estão proporcionando cada vez mais informações que visam auxiliar pessoas com anomalias físicas nos membros superiores. Equipamentos específicos com foco em análise de reabilitação muscular em processos de fisioterapia são pouco comuns ou até mesmo desconhecidos nos centros de reabilitação, impossibilitando a análise quantitativa frente a processos fisioterápicos de membros superiores, que atualmente são realizados de forma subjetiva. Este trabalho apresenta uma plataforma para o monitoramento do esforço muscular utilizando como tecnologia a eletromiografia de superfície, obtendo dados do sinal muscular do paciente que se encontra em processo de reabilitação de forma contínua durante o procedimento fisioterápico. O sinal de eletromiografia (EMG) coletado durante o processo de fisioterapia será tratado e armazenado em uma base de dados com informações de cada paciente individualmente, disponibilizando resultados quantitativos ao profissional da saúde, que poderá utilizá-las juntamente com as suas referências qualitativas para tomada de decisão frente a melhora dos membros superiores (MS) que estiverem em processo de reabilitação.

Palavras-chave: Eletromiografia. Membros Superiores. Fisioterapia.

ABSTRACT

Scientific research in the field of engineering, focused on rehabilitation processes is providing more and more information that aims to help people with physical anomalies in the upper limbs. Specific equipment focusing on muscle rehabilitation analysis in physiotherapy processes is uncommon or even unknown in rehabilitation centers, making quantitative analysis impossible in the face of upper limb physiotherapy processes, which are currently performed subjectively. This work presents a platform for the monitoring of muscle effort using surface electromyography as technology, obtaining data from the muscle signal of the patient who is undergoing a continuous rehabilitation process during the physiotherapy procedure. The electromyography signal (EMG) collected during the physiotherapy process will be treated and stored in a continuous database with information from each individual patient, making quantitative results available to the health professional, who can use them together with their qualitative references for decision-making in the face of improved upper limb (MS) who are in the process of rehabilitation.

Keywords: Electromyography. Upper limbs. Physiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura do trabalho.....	15
Figura 2 - Elementos básicos do controle motor	18
Figura 3 - Estrutura do Músculo Esquelético	19
Figura 4 - Potencial de ação típico	20
Figura 5 - Representação da propagação de potenciais de ação e registro do potencial de ação da unidade motora	20
Figura 6 - Tipos de Eletrodos	22
Figura 7 - Configuração dos Eletrodos: a) monopolar e b) bipolar.....	23
Figura 8 - Influência no posicionamento de eletrodos de superfície no músculo	24
Figura 9 - Exemplo do sinal de EMG, nos domínios a) do tempo e b) da frequência	25
Figura 10 - Esquemático de um amplificador de instrumentação genérico	27
Figura 11 - MyoWare™ Muscle Sensor AT-04-001.....	28
Figura 12 - MyoWare alimentado por bateria sem conexão em rede elétrica.....	29
Figura 13 - Ilustração gráfica Sinal EMG Myoware	30
Figura 14 - Diagrama de Blocos Arduino	31
Figura 15 - Relação entre a saída digital e a entrada analógica de um conversor analógico digital de n bits	32
Figura 16 - Estrutura do trabalho.....	34
Figura 17 - Posicionamento do Eletrodo EMG no músculo.....	36
Figura 18 - Localização do ponto EMG para o bíceps	36
Figura 19 - Flexão de Braço	39
Figura 20 – Exemplo gráfico do sinal coletado durante uma sessão de fisioterapia	41
Figura 21 – Exemplo da janela de visualização gráfica da média quadrática apresentada ao fisioterapeuta	42
Figura 22 – Posicionamento Eletrodos no Bíceps	43
Figura 23 – Esboço Órtese com Leitura de Posição Angular de Cotovelo em Posição Inicial ou de Repouso do MS.....	44
Figura 24 - Apresentação Gráfica da Performance do exercício recém finalizado	48
Figura 25 - Fluxograma de Comunicação da Plataforma com o Usuário	49
Figura 26 - Gráfico de Performance do Paciente em Múltiplas Sessões de Fisioterapia	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações Elétricas Sensor EMG MyoWare	29
Tabela 2 – Análise do valor RMS de esforço zero amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas	45
Tabela 3 - Análise do valor RMS de esforço muscular amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas sem a adição de carga no MS	46
Tabela 4 - Análise do valor RMS de esforço muscular amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas com a adição de 250 g de carga no MS	46
Tabela 5 - Análise do valor RMS de esforço muscular amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas com a adição de 500 g de carga no MS	47
Tabela 6 - Modelo Base de Dados	47
Tabela 7 – Comparação entre as sequências de sessões sem carga no MS e a sequência de sessões com adição de carga no MS	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MS	Membros Superiores
EMG	Eletromiografia
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
PAUM	Potencial de Ação da Unidade Motora
sEMG	Eletromiografia de Superfície
CI	Circuito Integrado
CECLIN	Centro Clínico de Fisioterapia da Universidade de Caxias do Sul
UCS	Universidade de Caxias do Sul
A/D	Analógico-Digital
CSV	Comma Separated Values (Valores Separados por Virgulas)
RMS	Root Mean Square (Raiz Quadrática Média)
AVE	Acidente Vascular Encefálico

LISTA DE SÍMBOLOS

mV	Milivolt
μ V	Microvolt
mA	Miliampere
Ω	Ohm
Hz	Hertz
%	Porcentagem

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	JUSTIFICATIVA DO TRABALHO	12
1.2	OBJETIVO GERAL	13
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
1.4	LIMITAÇÕES DO TRABALHO.....	14
1.5	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	14
2	REFERENCIAL TEÓRICO	16
2.1	ORIGEM DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	17
2.2	ELETROMIOGRAFIA (EMG).....	21
2.2.1	Eletrodos	21
2.2.1.1	Eletrodos de Superfície	22
2.2.2	Eletromiógrafo	25
2.2.2.1	Sensor muscular Myoware (at-04-001)	28
2.2.3	Hardware do microcontrolador	30
2.2.4	Conversão do sinal EMG	31
2.2.5	Extração de Características do Sinal EMG	33
3	METODOLOGIA	34
3.1	ELETRODOS E POSICIONAMENTO	35
3.2	ELETROMIÓGRAFO	37
3.3	CONVERSÃO DO SINAL A/D.....	37
3.5	AQUISIÇÃO DE DADOS DE INDIVÍDUOS	38
3.6	DISPONIBILIZAÇÃO DAS INFORMAÇÕES AO PROFISSIONAL	40
4	RESULTADOS	43

5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	53
6	REFERÊNCIAS	55

1 INTRODUÇÃO

Os Membros Superiores (MS) são os responsáveis pela realização de inúmeras atividades diárias, desde autocuidado até atividades que podem possibilitar contato social (SILVA, 2016). Se o MS estiver lesionado ou debilitado, isso afetará a normalidade de seus movimentos. Quando o MS é submetido ao processo de reabilitação fisioterápica, a verificação da força muscular durante e após a fisioterapia é observada pelo tato do profissional fisioterapeuta e pelo parecer do próprio paciente. Esta forma de avaliação é usual, porém subjetiva, obtendo resultados expressamente qualitativos sem apresentar resultados quantitativos ao profissional e ao paciente.

Proporcionar aos usuários e profissionais de saúde um biofeedback durante a reabilitação, pode ter potenciais efeitos terapêuticos, permitindo que os usuários desenvolvam consciência, confiança e uma melhoria no controle voluntário de seus processos fisiológicos, visto que o biofeedback, utilizando eletromiografia (EMG), é um método amplamente utilizado (CARDOSO, 2016a). Conforme estudo realizado por Cardoso (2016), evidências existentes no uso do biofeedback de EMG na reabilitação músculo-esquelética e neurológica são promissoras. A fim de verificar e comparar a eficácia das diferentes intervenções, é fundamental a utilização de instrumentos apropriados de avaliação da funcionalidade, e que produzam resultados clinicamente e estatisticamente interpretáveis (TERRANOVA, 2016).

Para obter parâmetros mensuráveis durante o processo de reabilitação muscular do MS por fisioterapia, realizando a leitura muscular por EMG, utilizando equipamentos comerciais, o sinal correspondente é adicionado a uma base de dados com informações quantitativas criando assim o histórico da evolução do processo fisioterápico com informações padronizadas. A visualização das informações históricas do sinal EMG medido será disponibilizado em formato gráfico ou naquele que melhor servir para o profissional da saúde, para que ele possa interpretá-los e fazer uso em suas conclusões sobre a melhora do MS do paciente. O desenvolvimento deste projeto usa recursos de instrumentação com a plataforma embarcada que suportará a coleta de dados, possibilitando o envio das informações coletadas para uma interface gráfica que apresentará o comportamento da recuperação terapêutica ao profissional da saúde.

1.1 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

Pacientes que são submetidos ao processo de fisioterapia em MS, independentemente do motivo ao qual obteve essa necessidade, têm o desempenho muscular avaliado pelo profissional da saúde. O fisioterapeuta verifica a força muscular pela sensibilidade de seu tato, ou seja, “apalpando” o músculo do MS que está em reabilitação, seguindo protocolos específicos criados individualmente por cada instituição conforme instruções normativas indicadas pela Anvisa (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) como exemplo da RDC 63¹ que estabelece os requisitos de boas práticas para funcionamento de serviços de saúde, pela ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) ou qualquer outra que se faça necessária para a correta aplicação dos procedimentos fisioterápicos. Essa forma de análise pode gerar avaliações distintas entre os profissionais que obtém resultados subjetivos.

Devido às lesões dos membros superiores ocasionarem grandes limitações nas tarefas ocupacionais, uma avaliação funcional objetiva, com movimentos padronizados, torna-se essencial para o planejamento do tratamento e comparação de resultados. A avaliação da reabilitação física deve ser objetiva, relevante e documentada mensurando e monitorando o progresso do paciente garantindo o melhor tratamento possível (SILVA, 2016).

Segundo Noda, Marchetti e Vilela Junior (2014), o EMG tem sido a técnica mais utilizada para investigação de contração muscular em situações de fadiga muscular localizada, da mesma forma, seu artigo indica estudos da utilização de EMG para avaliação da força muscular de forma dinâmica em grupos musculares. O EMG tem sido a forma mais indicada para o estudo das funções biomecânicas e dos processos fisiológicos que ocorrem nos músculos durante os movimentos relativos a exercícios físicos ou atividades cotidianas. A autora Silva (2016) indica que os instrumentos subjetivos², como índice de Barthel³, predominam entre os estudos, ela ainda comenta em sua dissertação que pesquisadores enfatizam a necessidade de investigações com mensurações mais objetivas no sentido de comprovar o efeito de intervenções com o foco nos MS, necessárias para acompanhar a evolução

¹ RDC 63: Regulamento Técnico que estabelece os Requisitos de Boas Práticas para Funcionamento de Serviços de Saúde. Estabelece requisitos de Boas Práticas para funcionamento de serviços de saúde, fundamentados na qualificação, na humanização da atenção e gestão, e na redução e controle de riscos aos usuários e meio ambiente.

² Instrumento subjetivo: é um tipo de instrumento de avaliação que se baseia na percepção individual do avaliador (SILVA, 2016).

³ O Índice de Barthel pertence ao campo de avaliação das atividades da vida diária e mede a independência funcional no cuidado pessoal (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

clínica e como contribuição para a prática baseada em evidência, já que os instrumentos subjetivos são dependentes das interpretações pessoais, dificultando assim a padronização da comunicação entre profissionais e métodos de avaliação.

A leitura dos sinais elétricos musculares do MS com EMG possibilita a avaliação muscular utilizando eletrodos superficiais, sem a necessidade de método invasivo. A utilização do EMG fornece ao profissional informações para uma avaliação quantitativa, somando-se como recurso de mensuração à avaliação tácita realizada atualmente de forma subjetiva. Este novo procedimento de mensuração possibilita que os profissionais desenvolvam protocolos fisioterapêuticos para reabilitação dos MS com informações conhecidas de acordo com o tipo de lesão do MS.

Este trabalho propõe o desenvolvimento de uma plataforma para avaliação contínua de esforço muscular no MS de pacientes em processos fisioterapêuticos, avaliando a melhora muscular durante o processo fisioterápico de forma escalar, utilizando medidas padronizadas e validadas, e verificando quantitativamente os ganhos de tensão no MS durante os processos fisioterápicos. Essa proposta deverá alavancar uma sequência de pesquisas para alcançar a automatização de forma inteligente nos processos de medição do esforço muscular.

1.2 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo é o desenvolvimento de uma plataforma de aquisição dos sinais eletromiográficos de forma contínua para monitorar o ganho em esforço muscular em movimentação do Membro Superior durante o processo de fisioterapia, através de órtese.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A fim de atingir o objetivo geral, este estudo seguirá objetivos específicos conforme abaixo:

- a) Escolher a plataforma de hardware que será utilizada, sendo esta comercial e open source;
- b) Desenvolver método de medição dos sinais musculares padronizado;
- c) Realizar a leitura do sinal muscular em membro superior utilizando eletromiografia;

- d) Tratar o sinal EMG de forma a sincronizar com uma base de dados;
- e) Criar uma métrica para avaliação de ganho de esforço muscular, obedecendo as normas e protocolos impostos na área da saúde;
- f) Converter o sinal EMG lido em uma escala para interpretação pelo profissional de fisioterapia;
- g) Desenvolver interface gráfica para visualização dos sinais EMG medidos;
- h) Apresentar os dados no formato digital e sob forma de informação técnica para os profissionais da saúde.

1.4 LIMITAÇÕES DO TRABALHO

Para que os objetivos possam ser atingidos, as seguintes restrições serão impostas:

- a) Os eletrodos e o hardware EMG que serão utilizados são itens comerciais;
- b) Todo o procedimento experimental será realizado conforme limitações e disponibilidades dispostas pelo Centro Clínico de Fisioterapia da Universidade de Caxias do Sul (CECLIN), a fim de estabelecer parâmetros com menor variação possível;
- c) Variáveis que possam contaminar o sinal EMG, como a perda de contato eletro-pele serão desconsiderados neste trabalho.

1.5 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está dividido em quatro capítulos. Sua organização estrutural é apresentada na Figura 1.

Figura 1 - Estrutura do trabalho



Fonte: Autor

O Capítulo 1 apresenta a introdução acerca do assunto abordado, assim como a justificativa da escolha do assunto, os objetivos gerais e específicos almejados e, por fim, as limitações do trabalho.

O Capítulo 2 aponta o referencial teórico utilizado para entendimento da necessidade de sistemas embarcados e de análise na reabilitação de pacientes em fisioterapia.

O Capítulo 3 contempla a proposta deste trabalho, incluindo as informações pertinentes juntamente com as restrições indicadas. Além disso, compreende a abordagem que será adotada na avaliação, determinação e validação dos parâmetros utilizados para obtenção dos dados necessários para sequência do projeto.

O Capítulo 4 demonstra os resultados provenientes dos ensaios realizados juntamente com as conclusões obtidas a partir dos dados adquiridos durante o desenvolvimento deste projeto.

O Capítulo 5 descreve as considerações finais deste estudo em referência aos resultados obtidos.

Por fim, o Capítulo 6 abrange as referências, apêndices e anexos utilizados para elaboração deste trabalho.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo é dedicado a referenciar os estudos realizados para o desenvolvimento deste trabalho. Serão abordadas as origens do sinal de eletromiografia, as técnicas de instrumentação e condicionamento do sinal, as características dos sistemas de processamento de sinal, a digitalização e armazenamento do sinal coletado desde a coleta até a apresentação gráfica do sinal EMG em MS que representará o modelo de ganho de força muscular durante o processo fisioterápico.

Durante este estudo foram encontrados poucos trabalhos que relatam o uso de EMG aplicado no processo de reabilitação dos MS que estejam lesionados. No entanto os estudos encontrados contemplam direcionamentos finais com certa proximidade, onde os objetivos resultam no auxílio ao processo de reabilitação de forma quantitativa, como o exemplo dos trabalhos de (RODRIGUES; FAGANELLO-NAVEGA, 2016) e (CARDOSO, 2016b) que contemplam metodologias distintas visando objetivos comuns, oferecendo respostas com informações quantitativas ao processo de reabilitação.

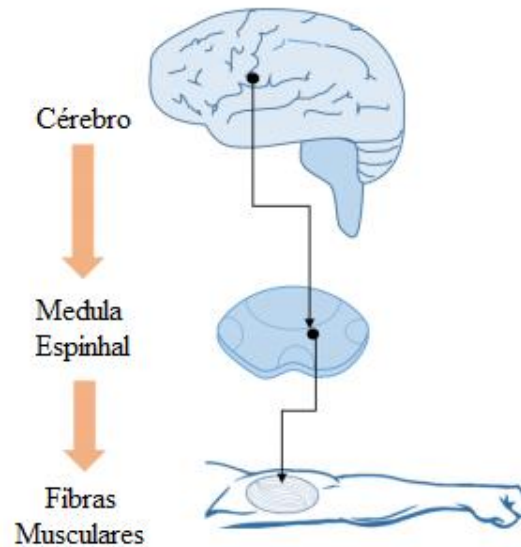
No trabalho apresentado por RODRIGUES; FAGANELLO-NAVEGA (2016) visualiza-se a análise da atividade elétrica muscular durante a realização da terapia do espelho no membro superior parético de indivíduos com seqüela de Acidente Vascular Encefálico (AVE). De modo a comparar a porcentagem de ativação elétrica muscular durante a realização de exercícios específicos em relação ao repouso dos participantes foi realizada a coleta eletromiográfica durante o repouso. De acordo com os resultados encontrados durante o repouso dos voluntários, foi possível observar um maior acometimento da musculatura flexora distal em relação à musculatura flexora proximal, uma vez que a atividade distal foi maior que a proximal, indicando a predominância da espasticidade na articulação distal do membro superior acometido. Esse resultado justifica o fato de o maior desafio na reabilitação dos pacientes pós-AVE consistir na melhora da mobilidade distal do membro superior. Diante dos resultados apresentados, foi possível observar uma alteração na atividade eletromiográfica dos músculos do membro superior hemiparético de indivíduos pós-AVE com o uso da Terapia do Espelho, porém, ainda é necessária a realização de estudos que comparem estes dados pré e pós-intervenção com o uso da técnica, em busca de uma recuperação motora mais efetiva do membro acometido.

O trabalho apresentado por CARDOSO (2016) teve por objetivo conceber e avaliar uma nova forma de reabilitação por biofeedback usando Realidade Virtual (RV) e eletromiografia de superfície para complementar a terapia convencional dos membros superiores de pacientes pós-AVC. Para o desenvolvimento do protótipo do sistema foi previamente estudado o movimento angular da articulação do cotovelo humano, de forma a identificar os segmentos envolvidos nesse movimento e assim determinar uma forma de melhorar o movimento. O estudo da eletromiografia de superfície também se fez necessário, sendo possível viabilizar dados para que o profissional de saúde faça uma avaliação referente ao tempo de ativação muscular durante a realização do exercício. Deste estudo pode-se obter um biofeedback, para o paciente fornecido pela eletromiografia, que pode ser feito através de informações visuais ou sonoras. Através do biofeedback de eletromiografia é possível visualizar o nível de ativação muscular realizado pelo usuário, em tempo real, entretanto, sugere-se a gravação do sinal para que o profissional de reabilitação tenha dados para analisar o progresso no paciente no que se refere à ativação da musculatura que se pretende reabilitar.

2.1 ORIGEM DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sinal EMG é classificado como um sinal de natureza bioelétrica e é considerado um biopotencial originando-se no cérebro humano, tendo sua formação no pensamento do movimento, junto aos lobos frontais, passando pelo córtex pré-frontal e córtex motor primário e obtendo a localização e posição geral do corpo onde o movimento será realizado. Essa informação é enviada para os neurônios motores encontrados na medula espinhal, responsáveis pela condução do impulso até as fibras musculares esqueléticas (MENDES JÚNIOR, 2016) conforme visualizadas na Figura 2.

Figura 2 - Elementos básicos do controle motor



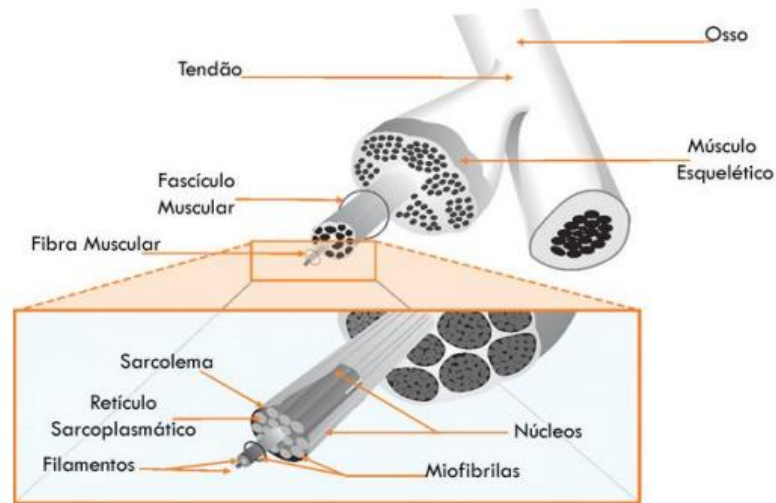
Fonte: adaptado de (MENDES JÚNIOR, 2016)

Cada neurônio motor possui um único axônio denominado como fibra nervosa, sendo eles os responsáveis pela transmissão dos sinais neurais para a célula nervosa seguinte ou para os músculos e glândulas (FAVIEIRO, 2012). Unidade motora é compreendida como o grupo de fibras musculares inervadas em um neurônio motor (MENDES JÚNIOR, 2016; BERMUDEZ, 2013; FAVIEIRO, 2012). A estimulação de um neurônio motor faz as fibras musculares se contraírem simultaneamente, realizando o movimento muscular (BERMUDEZ, 2013).

O músculo esquelético é um órgão formado por diferentes tecidos, composto por um agrupamento de fascículos musculares (FAVIEIRO, 2012; MENDES JÚNIOR, 2016). Conforme descrito pelo autor Mendes Júnior (2016), os fascículos musculares são compostos por fibras musculares, revestidas por uma membrana chamada sarcolema⁴, os núcleos das células musculares localizam-se ao longo da fibra muscular, o sarcoplasma possui alta concentração de Cálcio (Ca) que é liberado durante a contração muscular e cada fibra muscular é composta por miofibrilas compostas por filamentos de miosina e actina: longas moléculas de proteínas que realizam as contrações musculares. Na Figura 3 pode ser visualizado a estrutura do músculo esquelético.

⁴ O Sarcolema é a membrana delgada que reveste a fibra muscular esquelética. O sarcolema consiste de verdadeira membrana celular, chamada *membrana plasmática*, e com revestimento de fina camada de material polissacarídeo contendo muitas fibrilas colágenas delgadas. Em cada extremidade da fibra muscular, essa camada superficial do sarcolema funde-se com uma fibra do tendão (GUYTON; HALL, 2011).

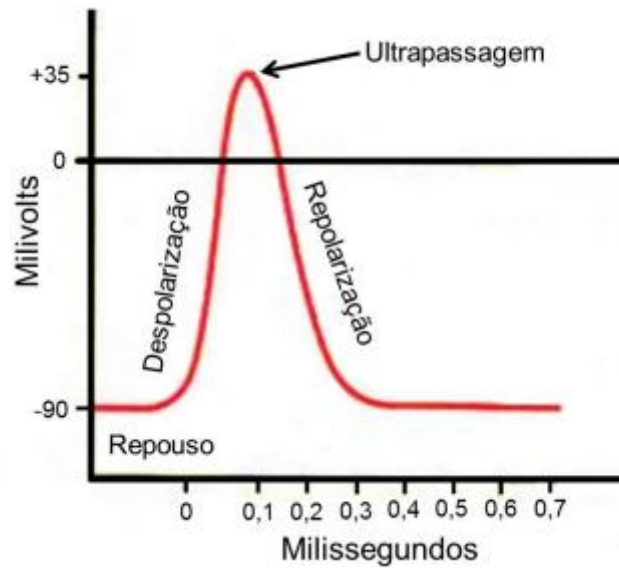
Figura 3 - Estrutura do Músculo Esquelético



Fonte: (FAVIEIRO, 2012)

Quando um sinal é transmitido ao longo de uma fibra nervosa, o potencial da membrana passa por uma série de variações que são chamadas de potencial de ação (FAVIEIRO, 2012). O potencial de ação é iniciado quando ocorre uma variação abrupta no potencial de repouso negativo para um potencial positivo da membrana seguido de um retorno rápido ao seu potencial negativo (GUYTON & HALL, 2011). Conforme descrito pelos autores Favieiro (2012) e Mendes Júnior (2016), as principais etapas da geração do potencial da membrana e na transmissão do impulso nervoso estão separadas em três etapas, sendo a primeira o repouso que é caracterizado pelo potencial negativo que existe entre o interior e o exterior da membrana plasmática, obtendo, nas fibras musculares, o gradiente dessa tensão em aproximadamente -90 mV. A segunda fase é conhecida como despolarização que ao atingir o máximo de despolarização na célula, a membrana torna-se permeável ao Na^+ iniciando o potencial de ação. A fluência dos íons de Na^+ passam rapidamente para o interior da membrana tornando o potencial positivo. O último estágio é chamado de repolarização, tornando o interior da célula novamente mais negativo que o exterior pois a polaridade positiva interna da membrana impede a continuação do fluxo de Na^+ para o interior da membrana tornando-a novamente impermeável aos íons de Na^+ embora continue impermeável aos íons de K^+ . Na Figura 4 estão representadas as três fases que ocorrem durante o potencial de ação com suas respectivas indicações de variação da tensão na membrana.

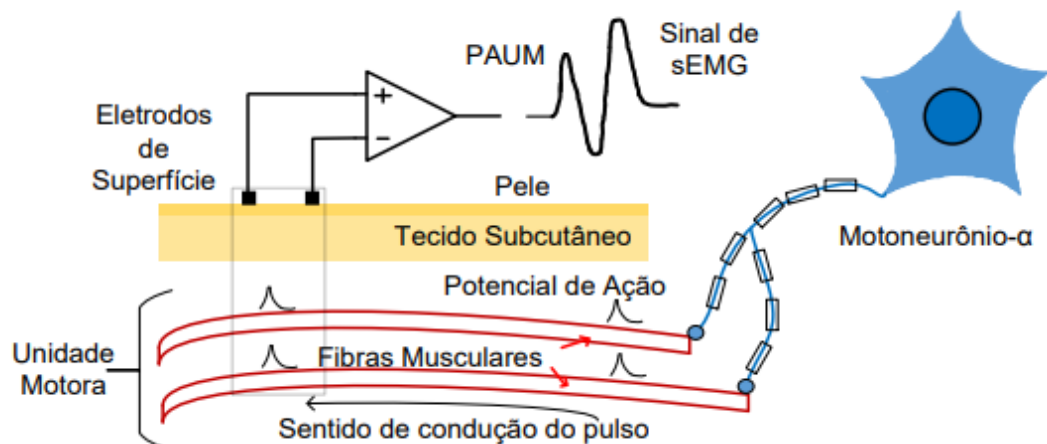
Figura 4 - Potencial de ação típico



Fonte: (Guyton & Hall 2011)

Conforme o autor Mendes Júnior (2016), o disparo de um motoneurônio resulta em uma descarga de muitas fibras musculares de forma quase simultânea, ao somar todas as atividades das fibras gera-se um Potencial de Ação de Unidade Motora (PAUM) que consiste em um somatório espaço temporal dos potenciais de ação gerados por um motoneurônio-alfa. O sinal de EMG é a resultante da atividade elétrica das unidades motoras recrutadas em uma contração muscular. A Figura 5 apresenta como ocorre a formação do potencial de ação de unidade motora ao longo das fibras musculares.

Figura 5 - Representação da propagação de potenciais de ação e registro do potencial de ação da unidade motora



Fonte: (MENDES JÚNIOR, 2016)

2.2 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

O estudo da eletromiografia teve início no ano de 1849, comprovando que o músculo gera uma atividade elétrica durante sua contração voluntária. Em 1929, o EMG começou a ser usado em diagnóstico dando início a estudos na área da atividade muscular (BERMUDEZ, 2013).

Sinais de eletromiografia são sinais elétricos resultantes da atividade muscular sendo captados de duas formas: uma invasiva podendo ser posicionado diretamente junto à fibra muscular e outra, através de sensores posicionados sobre a pele (AGUIAR, 2017; MENDES JÚNIOR, 2016; FAVIEIRO, 2012). A eletromiografia pode ser definida como a técnica que estuda as funções musculares mediante a interpretação dos sinais elétricos emitidos pela musculatura esquelética, proporcionando fácil acesso aos processos fisiológicos e neuromusculares durante a produção de força, fornecendo assim, informações da ativação elétrica gerada pelo músculo. (NODA; MARCHETTI; VILELA JUNIOR, 2014).

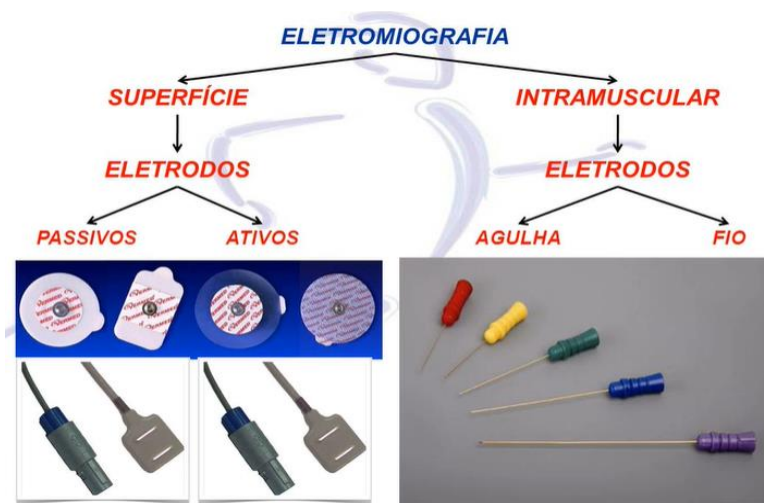
Através da tecnologia de EMG é possível coletar dados para que o profissional de saúde faça uma avaliação referente ao tempo de ativação muscular durante o exercício, permitindo que o profissional acompanhe o processo de reabilitação (CARDOSO, 2016).

O fabricante do sensor de eletromiografia (MyoWare™ Muscle Sensor AT-04-001) escolhido para este estudo não disponibiliza, no datasheet e demais documentos disponíveis para consulta, o esquema elétrico interno onde o sinal eletromiográfico é tratado, amplificado e filtrado. Portanto serão exemplificadas referências de amplificadores de instrumentação e filtros de forma genérica.

2.2.1 Eletrodos

A atividade bioelétrica dentro do músculo no corpo humano é detectada com a ajuda de Eletrodos de EMG. Existem dois tipos principais de eletrodos: eletrodos de superfície (não invasivos) e eletrodos intramuscular (invasivos) (MENDES JÚNIOR, 2016). A Figura 6 demonstra alguns modelos conforme seus respectivos tipos de aplicação. Este estudo contemplará a aplicação de eletrodos de superfície, portanto as características dos demais eletrodos serão desconsideradas no desenvolvimento deste trabalho.

Figura 6 - Tipos de Eletrodos



Fonte: <https://slideplayer.com.br/slide/2632091/> (2020)

Os eletrodos também podem ser classificados como ativos e passivos. Os passivos não possuem sistemas eletrônicos adicionais acoplados em sua unidade. Por sua vez, os eletrodos ativos possuem um pré-amplificador alocados junto ao eletrodo, usando ganhos de amplificação antes que o sinal seja enviado para a unidade de processamento (JAMAL, 2012; MENDES JÚNIOR, 2016).

2.2.1.1 Eletrodos de Superfície

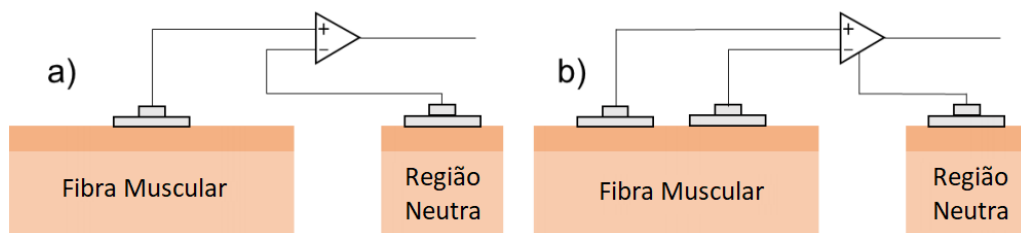
Os eletrodos de superfície possibilitam uma técnica não invasiva para medição e detecção de sinal EMG. Visualizando o funcionamento teórico, esses eletrodos formam um equilíbrio químico entre a superfície de detecção e a pele do corpo através da condução eletrolítica, de maneira que a corrente possa fluir para o eletrodo (JAMAL, 2012). Os eletrodos de superfície não apresentam grande desconforto ao paciente, pois são alocados na superfície da pele. São fabricados com prata sintetizada ou cloreto de prata, ouro, platina, irídio e aço inoxidável (MENDES JÚNIOR, 2016). Como desvantagem, os eletrodos não invasivos limitam-se apenas aos músculos superficiais, possuindo baixa seletividade e maior susceptibilidade a ruídos. Eles podem ser caracterizados com gel e secos (JAMAL, 2012; MENDES JÚNIOR, 2016).

O gel condutor atua como uma ponte eletrolítica, mantendo um caminho condutivo entre a superfície metálica e a pele. Por sua vez, os eletrodos secos não possuem gel condutor

e podem apresentar alta impedância entre eletrodo-pele (MENDES JÚNIOR, 2016). Eletrodos com gel descartáveis são os mais comuns, no entanto, eletrodos com gel reutilizáveis também estão disponíveis. Para obter o melhor sinal possível, preparações e precauções especiais para a pele, tais como depilação, concentração de gel e prevenção de acúmulo de suor são necessários para eletrodos com gel (JAMAL, 2012). Eletrodos secos não requerem uma interface de gel entre a pele e a superfície de detecção. Esses eletrodos podem conter mais de uma superfície de detecção. Em muitos exemplos, uma pré-amplificação interna também pode ser empregada nesses eletrodos. Eletrodos secos geralmente são mais pesados em comparação com eletrodos com gel, podendo causar problemas na fixação por causa da massa inercial, portanto, um material para a estabilidade do eletrodo com a pele é necessário (JAMAL, 2012).

O autor Mendes Júnior (2016) denomina dois principais modos de configuração dos eletrodos: monopolar e bipolar, apresentados na Figura 7. A configuração monopolar é composta da alocação de um eletrodo na fibra muscular e outro em uma área eletricamente neutra. Na configuração bipolar são inseridos dois eletrodos nas extremidades do feixe muscular e um eletrodo em uma região eletricamente neutra. Os sinais entre as extremidades do músculo são subtraídos (por meio de um amplificador diferencial), o que resulta em uma melhora na qualidade do sinal pela atenuação dos ruídos comuns no músculo.

Figura 7 - Configuração dos Eletrodos: a) monopolar e b) bipolar



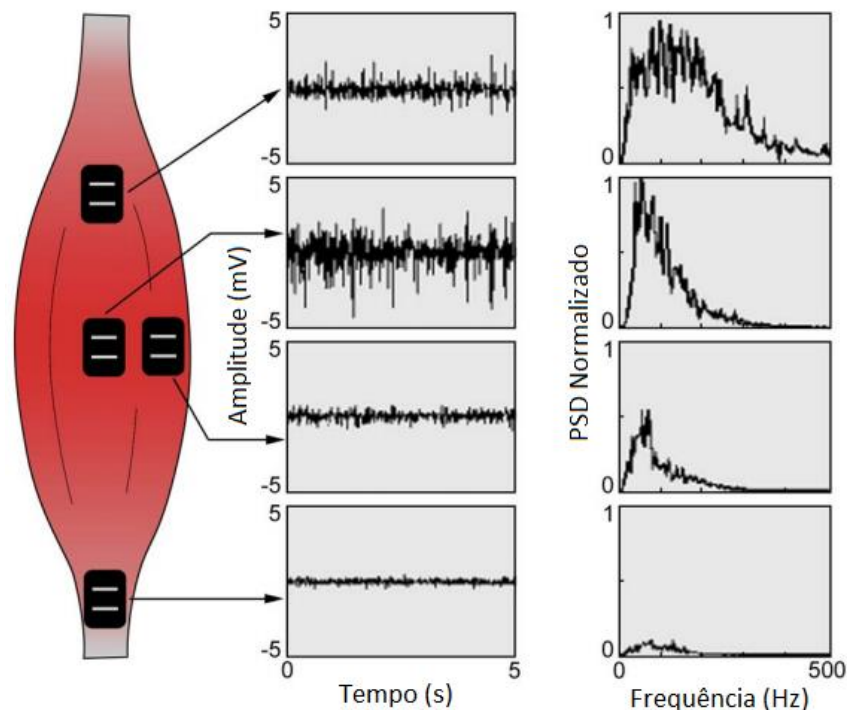
Fonte: (MENDES JÚNIOR, 2016)

Os eletrodos não invasivos são capazes de captar sinais até a faixa de 500 Hz. Em geral eles são utilizados em conjunto com um gel ou pasta condutora contendo íons de cloro, a fim de diminuir a impedância de contato entre eletrodo e pele. Para melhorar o resultado, pode-se remover a camada superficial da pele com o uso de gel abrasivo, e normalmente é

necessário realizar a raspagem dos pelos na área onde o eletrodo será posicionado (FAVIEIRO, 2012).

A localização dos eletrodos pode melhorar a relação sinal-ruído e afetar o valor da amplitude e das frequências coletadas a partir da pele. Isso ocorre em função da impedância das camadas da pele atenua os sinais até a superfície de captação (MENDES JÚNIOR, 2016). A posição e orientação dos eletrodos têm um grande efeito sobre a força do sinal, obtendo variação de amplitude quando visualizada em função do tempo ou também representado pela variação na densidade de energia quando visualizada no espectro das frequências (PSD Normalizado) conforme apresentado na Figura 8. Os eletrodos devem ser colocados no meio do corpo muscular e alinhados com a orientação das fibras musculares. A colocação do sensor em outros locais reduzirá a intensidade e a qualidade do sinal devido a uma redução do número de unidades motoras (DE LUCA, 1997; FAVIEIRO, 2009; DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001)).

Figura 8 - Influência no posicionamento de eletrodos de superfície no músculo

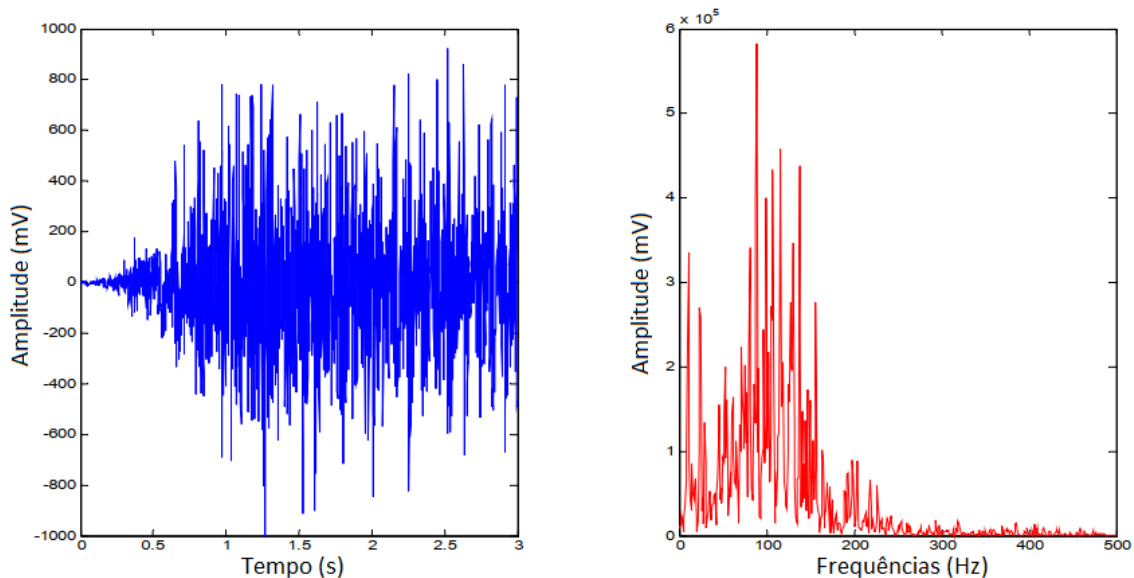


Fonte: Adaptado de (DE LUCA, 1997)

2.2.2 Eletromiógrafo

Eletromiógrafo é um equipamento utilizado para a captação dos sinais mioelétricos com a ajuda de eletrodos (FAVIEIRO, 2009). Conforme pode ser visualizado na Figura 9, o sinal muscular captado por eletrodos de superfície possui frequências variando entre 20 a 500 Hz (FAVIEIRO, 2009; MENDES JÚNIOR, 2016), com amplitudes (tensão elétrica pico a pico) variando de 50 μV até 5 mV conforme Mendes Júnior (2016), ou podendo ser considerada de 0 a 5 mV de acordo com Favieiro (2009, 2012, 2019).

Figura 9 - Exemplo do sinal de EMG, nos domínios a) do tempo e b) da frequência



Fonte: Adaptado de (MARCHETTI; DUARTE, 2006)

Segundo Jamal (2012) uma vez que o eletrodo é colocado corretamente e o sinal é extraído, o ruído desempenha um papel importante em dificultar a gravação do sinal EMG. As frequências de ruído que contaminam o sinal EMG bruto podem ser altas (próximo ao limite superior de 500 Hz) e baixas (próximo ao limite inferior de 20 Hz). Para minimizar ao máximo os ruídos, o sinal deve ser filtrado adequadamente utilizando-se filtros passa-alta e filtros passa-baixa.

Os ruídos de baixa frequência se classificam como os offsets DC, flutuações de temperatura e artefatos de movimento, sendo um exemplo o deslocamento de eletrodos. Por

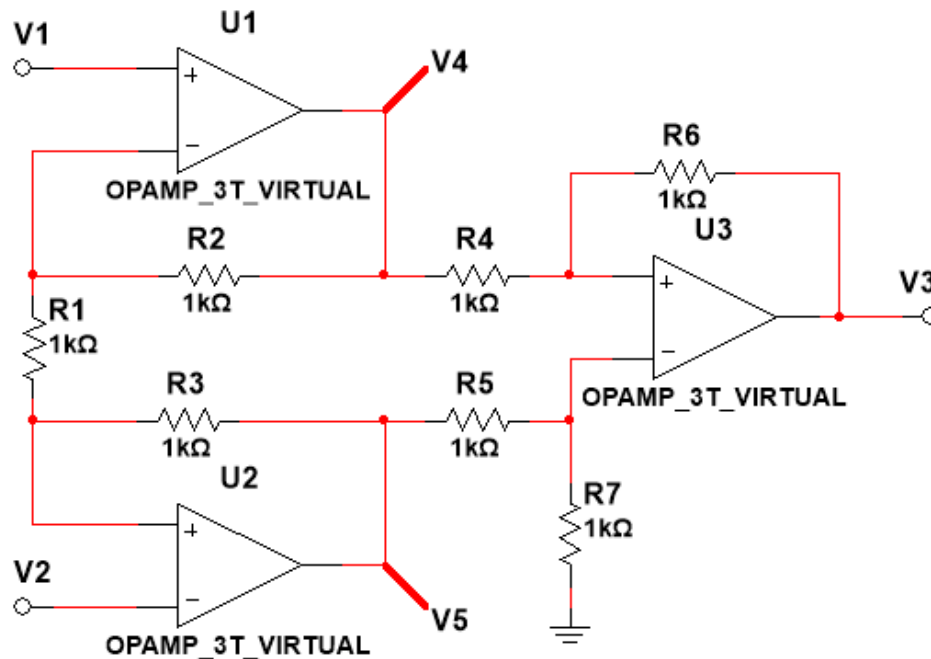
outro lado, os ruídos de alta frequência ocorrem pela interferência de sistemas de comunicação e outros biopotenciais do corpo humano (MENDES JÚNIOR, 2016).

Como os sinais de EMG possuem baixas amplitudes, é necessário a amplificação do sinal captado para aumentar os valores de suas magnitudes a fim de fornecer um sinal com nível de tensão adequado para as etapas de processamento (MENDES JÚNIOR, 2016; JAMAL, 2012). Amplificadores de instrumentação são usados em EMG como primeiro estágio de entrada do sinal. O uso deste modelo, exemplificado na configuração bipolar, possui características vantajosas para essa aplicação (MENDES JÚNIOR, 2016). O circuito de um amplificador de instrumentação é composto por três amplificadores operacionais. Conforme apresentado na Figura 10, os amplificadores U1 e U2 são amplificadores não inversores que atuam como estágios de entrada do circuito, enquanto o amplificador U3 é um amplificador diferencial (MENDES JÚNIOR, 2016; KITCHIN; COUNTS, 2006). Conforme exemplificado por Balbinot e Brusamarello (2013), para o amplificador de instrumentação, as entradas V1 e V2 resultam na saída V3. Se R2 for igual a R3, a saída do amplificador U1 será V4 e a saída do amplificador U2 será V5 conforme apresentado nas equações (1) e (2) respectivamente.

$$V4 = V1 \cdot \left(1 + \frac{R2}{R1}\right) - V2 \cdot \left(\frac{R2}{R1}\right) \quad (1)$$

$$V5 = V2 \cdot \left(1 + \frac{R3}{R1}\right) - V1 \cdot \left(\frac{R3}{R1}\right) \quad (2)$$

Figura 10 - Esquemático de um amplificador de instrumentação genérico



Fonte: Adaptado de (BALBINOT; BRUSAMARELO, 2013)

Considerando $R2 = R3 = R4 = R5 = R6 = R7$, seguindo a dedução expressa nas equações (3), (4), (5) e (6), teremos o valor literal $V3$ da saída do amplificador $U3$ mostrado na equação (7).

$$V3 = V5 \cdot \frac{(R6+R4) \cdot R7}{(R7+R5) \cdot R4} - V4 \cdot \frac{R6}{R4} \quad (3)$$

$$V3 = V5 - V4 \quad (4)$$

$$V3 = \left[V2 \cdot \left(1 + \frac{R3}{R1} \right) - V1 \cdot \left(\frac{R3}{R1} \right) \right] - \left[V1 \cdot \left(1 + \frac{R2}{R1} \right) - V2 \cdot \left(\frac{R2}{R1} \right) \right] \quad (5)$$

$$V3 = \left(1 + \frac{R2}{R1} + \frac{R3}{R1} \right) \cdot (V2 - V1) \quad (6)$$

$$V3 = \left(1 + \frac{2 \cdot R2}{R1} \right) \cdot (V2 - V1) \quad (7)$$

A partir do resultado da saída $V3$, obtemos a função de transferência (Equação (8)) do amplificador de instrumentação exemplificado na figura 10.

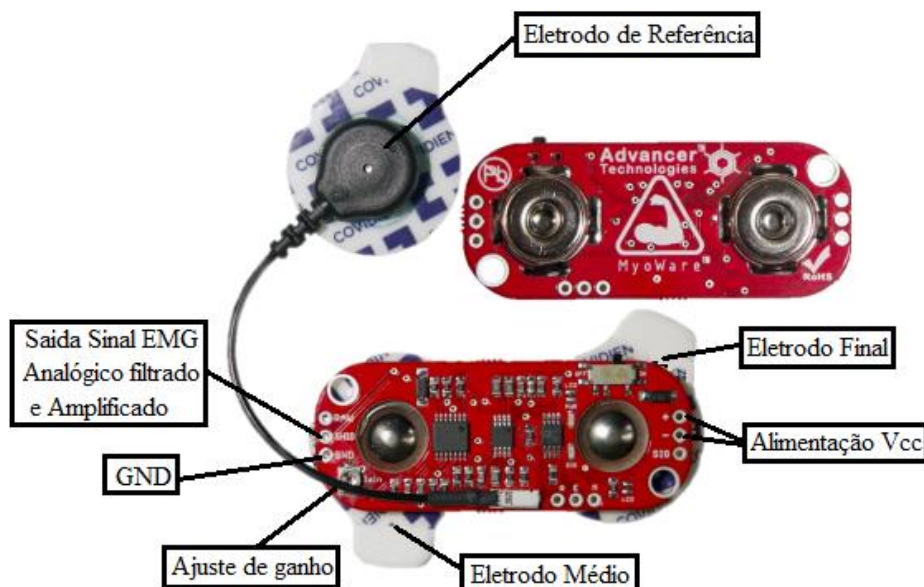
$$\frac{V3}{V2-V1} = 1 + \frac{2 \cdot R2}{R1} \quad (8)$$

Os amplificadores podem apresentar capacitores para atenuar e eliminar componentes de corrente contínua. Os valores dos ganhos são selecionados por meio de resistores externos aos amplificadores. Além disso, outros estágios de amplificação podem ser utilizados quando necessita-se adequar a faixa de tensão para a entrada em sistemas de processamento, como por exemplo conversores analógico-digital (MENDES JÚNIOR, 2016).

2.2.2.1 Sensor muscular Myoware (at-04-001)

O Sensor Muscular Myoware é um hardware desenvolvido para utilização com microcontroladores e usa um sensor de eletromiografia (Figura 11) que mede a intensidade elétrica muscular, gerando na saída “Shield” (descrição fixada no hardware) uma tensão entre 0 e V_s volts, sendo V_s a tensão de alimentação do sensor (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001)).

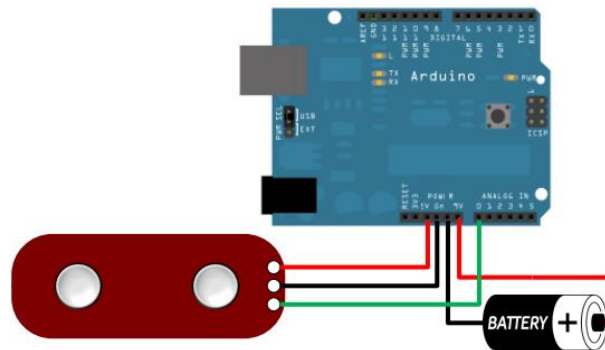
Figura 11 - MyoWare™ Muscle Sensor AT-04-001



Fonte: Adaptado de (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001))

O MyoWare dispensa fontes de alimentação externas podendo ser conectado diretamente nas placas de desenvolvimento de 3,3 V a 5 V (Vs), utilizando a energia destes dispositivos como fonte de energia conforme apresentado na Figura 12. Quando nenhum componente é conectado à rede elétrica, o isolamento adicional não é requerido, porém é recomendado. Isso também é aceitável na alimentação do microcontrolador com bateria ou via Portas USB (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001)). As especificações elétricas deste hardware podem ser verificadas na tabela 1.

Figura 12 - MyoWare alimentado por bateria sem conexão em rede elétrica



Fonte: (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001))

Tabela 1 - Especificações Elétricas Sensor EMG MyoWare

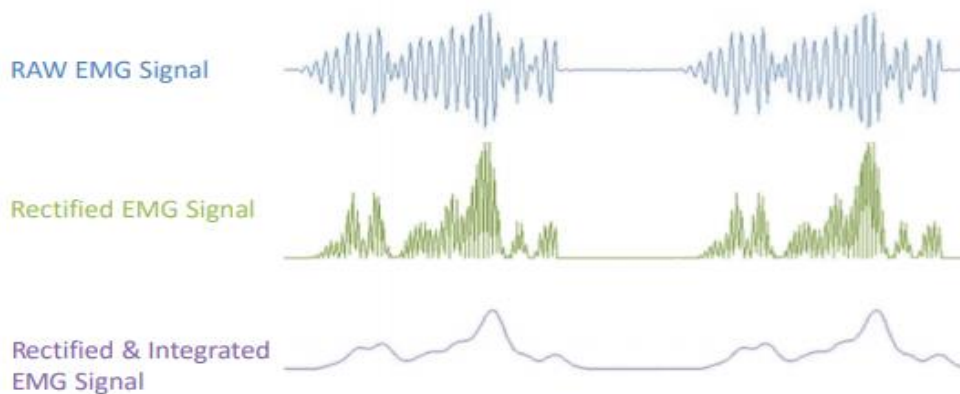
Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Output Signal Voltage EMG Envelope Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V 0V	-- --	+Vs +Vs
Input Impedance	--	110 G Ω	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Fonte: (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001))

A Figura 13 ilustra um exemplo gráfico dos sinais do sensor EMG Myoware, onde podemos identificar graficamente as informações RAW EMG Signal (EMG puro), Rectified

EMG Signal (EMG intermediário) e Rectified & Integrated EMG Signal (EMG filtrado e amplificado), bem como suas respectivas diferenças. A saída é filtrada e amplificada (Rectified & Integrated EMG Signal), indicada para conexão direta com microcontrolador e conversão analógico-digital (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001)). Este sensor também dispõe de amplificação ajustável (potenciômetro) conforme necessidade da aplicação requerida.

Figura 13 - Ilustração gráfica Sinal EMG Myoware



Fonte: (DATASHEET MYOWARE™ MUSCLE SENSOR (AT-04-001))

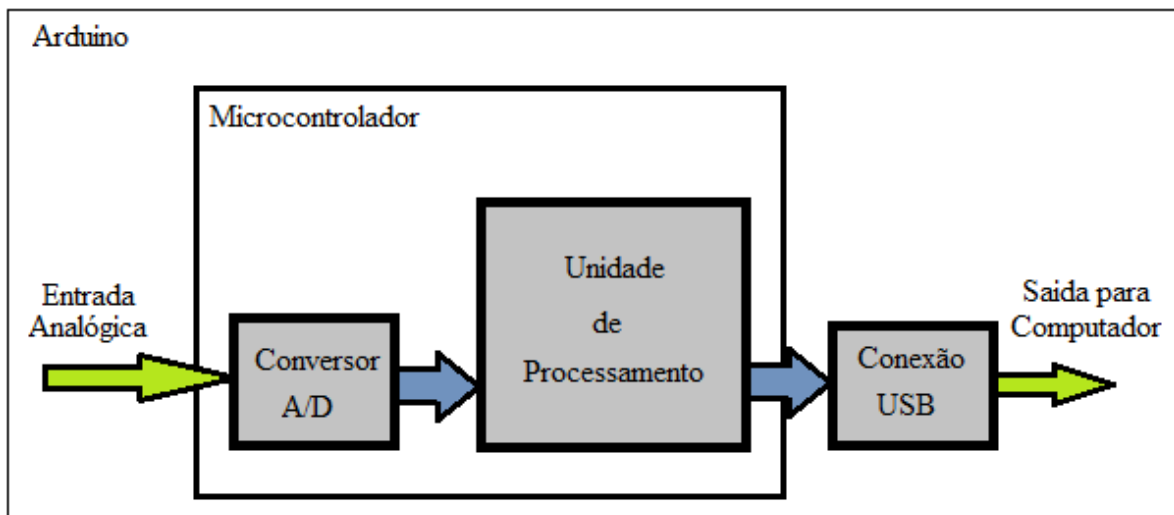
2.2.3 Hardware do microcontrolador

Microcontroladores são computadores embutidos, encontrados em uma grande variedade de aparelhos distintos. Eles são responsáveis por gerenciar os dispositivos e manipular a interface de usuário. Os microcontroladores possuem flexibilidade para satisfazer aplicações com requisitos variados usando um número mínimo de componentes adicionais (MAIA, 2016).

O Arduino é um hardware com microcontrolador baseada no circuito integrado (CI) ATmega328 que obtém o conversor analógico digital (A/D) interno, além de possuir 14 I/O (entradas / saídas) digitais e 6 entradas analógicas, o Arduino contém uma conexão USB para comunicação e um microcontrolador Atmega8U2 programado como um conversor de USB para Serial. O Atmega328 possui 32 kB de memória flash para armazenamento (dos quais 0,5 kB são usados para o carregador de inicialização), além de possuir um *clock* interno de 16 MHz e resolução de 10 bits (DATA SHEET ARDUINO UNO, [ca. 2019]). Na

Figura 14 pode ser visualizado o diagrama de blocos da plataforma Arduino em uma conversão A/D, onde posteriormente disponibiliza a informação digitalizada para um computador por intermédio de uma porta USB.

Figura 14 - Diagrama de Blocos Arduino



Fonte: Autor

As placas de prototipagem apresentam interfaces de comunicação em código aberto e outros recursos adicionais para um projeto prototipal, permitindo que programas e testes iniciais sejam executados sem a necessidade do desenvolvimento de novos hardwares (MAIA, 2016).

2.2.4 Conversão do sinal EMG

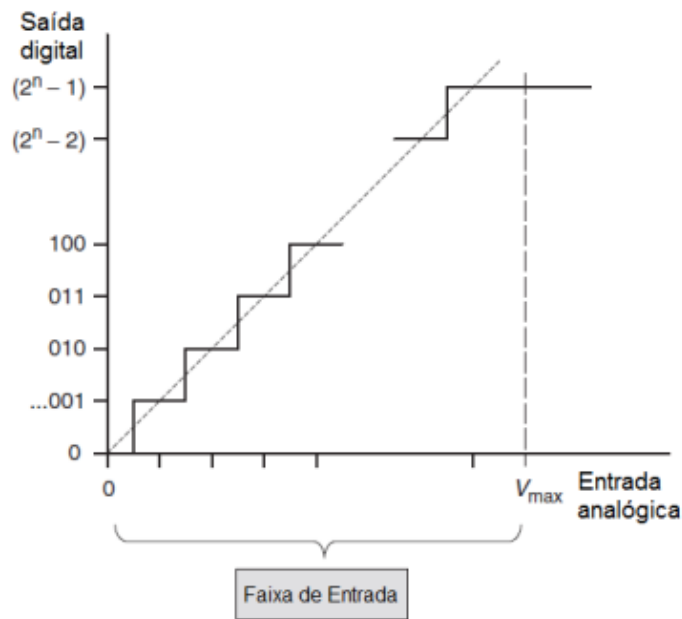
Com o sinal adequadamente filtrado e amplificado, é desejável que haja interação com um sistema digital (microcontrolador), então é necessário que o sinal seja amostrado e quantificado em um conversor Analógico-Digital (MENDES JÚNIOR, 2016).

Geralmente o sinal de EMG é amostrado em uma taxa de pelo menos 1000 amostras por segundo (1 kHz), seguindo as orientações do Teorema de Nyquist, levando em consideração que as maiores frequências da banda se localizam em até 500 Hz (MENDES JÚNIOR,

2016; LATHI, 2012; FAVIEIRO, 2009). Sendo que a energia dominante do sinal se concentra entre 50 e 150 Hz (FAVIEIRO, 2009, 2012; MENDES JÚNIOR, 2016).

O conversor analógico-digital faz a conversão do sinal analógico, presente em sua entrada, para uma quantidade digital, disponibilizada em sua saída. A tarefa do conversor analógico digital é determinar um valor digitalizado que represente a leitura da tensão de entrada naquele instante. Na Figura 15 pode ser verificado o funcionamento de um conversor analógico digital de n bits, com a entrada analógica variando de 0 a V_{max} , e a saída digital variando de 0 a $(2^n - 1)$ mostrada em binário (MACHUCA; CARAVIERI, 2012).

Figura 15 - Relação entre a saída digital e a entrada analógica de um conversor analógico digital de n bits



Fonte: (MACHUCA; CARAVIERI, 2012)

Para cada valor da tensão analógica de entrada, o conversor irá associar um número digital que mais se aproxima da tensão de entrada naquele instante, levando em conta a tensão de referência e a resolução do conversor (MACHUCA; CARAVIERI, 2012).

2.2.5 Extração de Características do Sinal EMG

O valor Root Mean Square (RMS), é um parâmetro utilizado para determinar a intensidade do sinal EMG. O valor RMS é uma medida estatística da magnitude de um sinal conforme apresentado na equação (9), onde $EMG(t)$ representa o sinal mioelétrico no instante t , t_i é o instante inicial e T é o período amostrado (FAVIEIRO, 2012). Os autores Mendes Júnior (2016) e Tosin (2018) apresentam a expressão do valor RMS conforme exemplificado na equação (10), obtendo-se o resultado a partir do sinal digitalizado, onde x representa o valor amostrado, n representa o momento em que o valor foi amostrado e N representa a quantidade de amostras.

$$RMS = \sqrt{\left(\frac{1}{T} \cdot \int_{t_i}^{t_i+T} EMG(t)^2 \cdot dt\right)} \quad (9)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (10)$$

3 METODOLOGIA

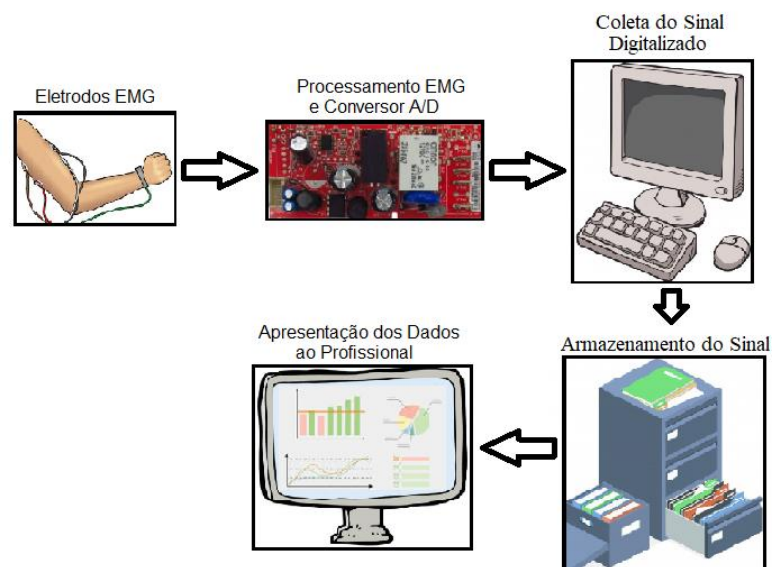
O procedimento consiste em medir o sinal elétrico muscular do membro superior utilizando eletromiografia, identificando a intensidade do sinal e a respectiva correlação, ainda que de forma qualitativa, do ganho da força muscular ao longo dos processos de fisioterapia. Os sinais eletromiográficos medidos são apresentados ao profissional da saúde que fará a avaliação da performance do MS após o processo de fisioterapia.

A plataforma proposta engloba 5 etapas sendo:

- a) Definição e posicionamento dos Sensores (eletrodos);
- b) Recebimento do sinal de Eletromiografia e conversão A/D;
- c) Processamento e adequação do sinal advindo da conversão;
- d) Armazenamento do sinal tratado;
- e) Apresentação dos dados graficamente ao Profissional da Saúde.

Na Figura 16 é apresentado o diagrama de blocos simplificado onde é possível visualizar a evolução deste estudo. A sequência apresentada é descrita ao longo deste capítulo, iniciando pela instrumentação envolvida para sensoriamento e sua correta utilização.

Figura 16 - Estrutura do trabalho



Fonte: Autor

O projeto experimental para atender a proposta geral com seus objetivos específicos foi elaborado a partir de um sistema de aquisição, via plataforma de eletromiografia e seus respectivos eletrodos capturando o sinal EMG do MS durante a realização de exercícios de fisioterapia e posterior apresentação dos resultados ao fisioterapeuta. Este sistema será acoplado a uma órtese mecânica, disponível junto ao CECLIN, que contemplará uma resistência variável em sua articulação de cotovelo possibilitando a verificação da posição angular e determinação da posição inicial dos exercícios padronizados, considerada neste trabalho como posição de repouso do MS. Os sinais de saída da plataforma de EMG são processados por um sistema de conversão de sinais analógico-digital com amostragem adequada.

A plataforma se comunicará com um computador por tecnologia USB, possibilitando o reconhecimento do sinal digitalizado para o seu posterior armazenamento em uma base de dados, com informações de cada indivíduo, criando assim o registro histórico dos sinais eletromiográficos e a respectiva resposta da força muscular do paciente durante a sequência de sessões de fisioterapia. Os dados salvos na base de dados são disponibilizados ao profissional da saúde de forma gráfica ou em formato que melhor servir ao fisioterapeuta, para que ele realize a análise histórica da evolução muscular do MS submetido as diversas sessões de fisioterapia.

O protótipo desta plataforma é controlado a partir do software Matlab que contempla o script de comunicação serial, aquisição dos dados digitalizados, cálculos de parametrização do sinal coletado, armazenamento de dados em arquivo com extensão .CSV e apresentação gráfica da intensidade do sinal EMG ao profissional da saúde.

Neste capítulo serão descritas as etapas do projeto bem como os procedimentos experimentais necessários para o desenvolvimento da plataforma.

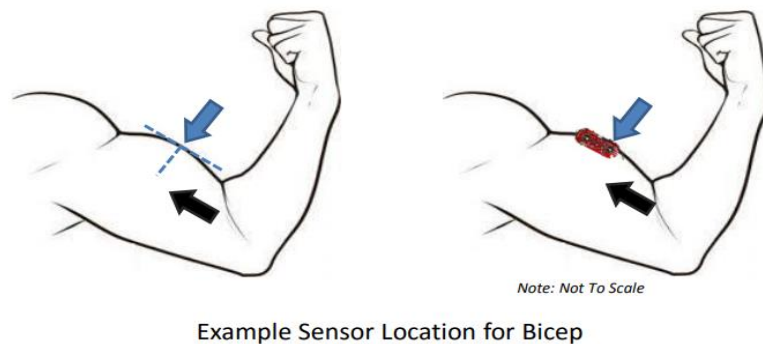
3.1 ELETRODOS E POSICIONAMENTO

Neste projeto utiliza-se eletrodos para EMG Ag/AgCl⁵ de 25 mm conforme disponibilidade do laboratório de eletrônica da Universidade de Caxias do Sul, sendo este modelo compatível com o hardware EMG Myoware AT-04-001 escolhido para esta aplicação.

⁵ Eletrodo Unipolar marca Maxicor, composto por espuma adesivada, rebite de prata (Ag/AgCl), gel condutor de celulose sólido e lâmina protetora de PVC - ANVISA: 10299800009.

Dentre os diversos grupos musculares do MS, foram analisados os sinais EMG do músculo bíceps, responsável no auxílio de alguns movimentos como supinação de antebraço e flexão de cotovelo conforme indicado pela autora Bermudez (2013). O datasheet do hardware Myoware AT-04-001 corrobora que a posição e a orientação dos eletrodos têm um grande efeito sobre a força do sinal EMG, com isso os eletrodos devem ser aderidos na pele buscando a maior proximidade ao centro do corpo muscular e alinhados com a orientação das fibras musculares conforme visualizado na Figura 17. Na Figura 18 podemos visualizar o local escolhido para aderência dos dois eletrodos do sinal conforme estudos de Cram, Kasman e Holtz (2011) (SILVA, 2016).

Figura 17 - Posicionamento do Eletrodo EMG no músculo



Fonte: Datasheet MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

Figura 18 - Localização do ponto EMG para o bíceps



Com o sujeito em flexão do cotovelo e antebraço em supinação, posicionar o eletrodo sobre o centro da massa muscular correspondente à localização do bíceps braquial, paralelo às fibras musculares.

Fonte: (SILVA, 2016)

Com base na metodologia realizada pela autora Silva (2016) a área onde os eletrodos serão fixados necessitará da remoção dos pelos, abrasão com esponja áspera e limpeza da pele com álcool 70% para uma boa aderência dos eletrodos e minimização dos ruídos.

3.2 ELETROMIÓGRAFO

O eletromiógrafo é um equipamento utilizado para verificar a atividade bioelétrica gerada pelo músculo através dos eletrodos (BERMUDEZ, 2013). Para o desenvolvimento deste trabalho foi utilizado o hardware de eletromiografia MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) utilizando a saída filtrada e amplificada (Rectified & Integrated EMG Signal). A partir do momento que os eletrodos estiverem posicionados no músculo e o Sensor MyoWare™ Muscle for alimentado, o sinal EMG estará disponível para coleta e processamento.

O Myoware disponibiliza na saída, para o conversor A/D, um valor de tensão entre 0 e 5 Vcc, variando proporcionalmente com a intensidade de força realizada pelo músculo que estiver sendo analisado. Ele ainda contempla a regulagem de amplificação do sinal, dispondo de controle sobre a possível saturação precoce de sua saída ou a baixa amplitude de resposta ao esforço muscular realizado. Para os ensaios deste projeto, a regulagem de amplificação do sinal foi fixada com uma relação entre entrada e saída na ordem de 1000 vezes.

3.3 CONVERSÃO DO SINAL A/D

O MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) é indicado para conexão direta a um microcontrolador, tendo o hardware Arduino como exemplo de aplicação em seu datasheet.

A frequência captada através dos eletrodos de superfície varia entre 20 e 500 Hz, sendo que a maior parte da energia se concentra entre as frequências de 50 e 150 Hz (MENDES JÚNIOR, 2016; FAVIEIRO, 2012). Neste trabalho foi utilizado o Arduino UNO como dispositivo de conversão A/D, por se tratar de uma placa de baixo custo, open source (código aberto), boa performance e dinâmico para esta aplicação.

O firmware desenvolvido para o Arduino irá digitalizar a informação analógica, a uma taxa de aquisições de 1kHz, referente ao sinal EMG advindo do Sensor Myoware AT-04-001, possibilitando o posterior arquivamento dos dados em formato digital.

3.4 ARMAZENAMENTO

O armazenamento dos dados é viabilizado pela conexão USB do hardware utilizado, contemplando um padrão de comunicação comumente utilizado em computadores, desta forma o sinal EMG digitalizado terá suas informações disponíveis para o software Matlab do computador ao qual o hardware estiver conectado. O software irá ler as informações disponibilizadas pelo hardware através da conexão USB, e salvará as informações com formato CSV em arquivo de dados padronizado para esta aplicação.

3.5 AQUISIÇÃO DE DADOS DE INDIVÍDUOS

O estudo proposto tem por escopo a abordagem quantitativa auxiliando o profissional da saúde na verificação da eficácia do tratamento fisioterápico, sendo necessário a coleta de dados EMG de pacientes com anomalias no MS e que estejam em processo de reabilitação.

A leitura EMG de um sinal muscular com amplitude zero é impossibilitada mesmo com o MS em repouso pois existem resíduos desse sinal provenientes de contrações musculares involuntárias, necessárias para o correto funcionamento do organismo e/ou de sinais dos grupos musculares adjacentes. Neste trabalho, o resíduo de sinal EMG remanescente do MS em repouso é lido sem a realização qualquer movimento e em posição específica, desta forma obtêm-se o sinal muscular do MS inicial que será utilizado como referência e denominado como esforço zero, antecedendo o início dos exercícios fisioterápicos.

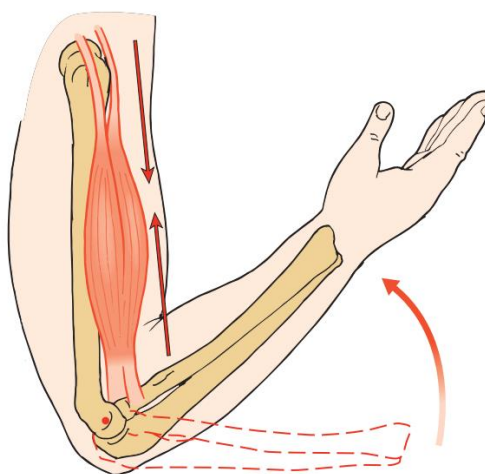
A ativação muscular difere entre homens e mulheres por diferença genética entre suas respectivas estruturas musculares (SILVA, 2016). Como o presente projeto apresenta informações do sinal EMG comparativo individualmente, ou seja, cada indivíduo terá seu próprio parâmetro muscular denominado como esforço zero, podemos desconsiderar a diferença de ativação muscular independentemente da idade, gênero e do tipo da anomalia do MS.

O procedimento experimental foi realizado pelo autor deste projeto, mantendo movimentos padronizados durante a coleta dos sinais de EMG do MS. Os testes iniciais no MS do autor promovem a verificação do correto funcionamento da plataforma de aquisições. A visualização de características relacionadas ao tipo de anomalia do MS, bem como o gênero e a idade do paciente estarão suprimidas deste estudo pois os ensaios foram realizados somente em um indivíduo que não possui características que indiquem a necessidade de processos fisioterápicos. O procedimento de coleta dos dados EMG foi realizado em ambiente não-

controlado pois o CECLIN contempla restrições de acesso em função da pandemia Covid-19, período ao qual o estudo foi realizado.

A coleta dos dados durante uma sessão de fisioterapia, simulando o protocolo fisioterápico de avaliação desta plataforma de monitoramento, foi definida e realizada em duas etapas distintas, sendo a primeira delas para a caracterização do esforço zero do paciente com o MS em repouso. Ao término da coleta do parâmetro de esforço zero, inicia-se a segunda etapa onde é realizado a coleta dos dados do respectivo exercício de fisioterapia. Durante a segunda etapa, onde a Figura 19 demonstra o movimento do MS padronizado, são realizadas 3 repetições do exercício de flexão de braço como exercício padrão para avaliação do sistema simulando desta forma uma sessão de fisioterapia. O acoplamento da resistência variável na articulação de cotovelo da órtese demonstra a referência para o start da coleta de dados, iniciando a partir da ocorrência de variação angular no cotovelo acima de 5° , com ponto de partida na posição de repouso estipulada, demonstrando que o MS já iniciou o exercício fisioterápico de forma a eliminar o possível período de aquisição durante o exercício com o MS em repouso. Quando a variação angular apresentada pela órtese retornar ao status inicial de repouso do MS, finaliza-se a coleta de dados automaticamente tendo como finalizada a sessão fisioterápica.

Figura 19 - Flexão de Braço



Fonte: Adaptado de (LYNN & LIPPERT, 2011)

Todas as sessões fisioterápicas simuladas para avaliação desta plataforma contemplaram as etapas do protocolo de forma completa constando a caracterização do esforço zero e posteriormente a sequência de flexões de braço. As sessões de fisioterapia simuladas foram

realizadas em três momentos distintos para avaliação da performance deste trabalho. No primeiro momento, obteve-se a sequência de sessões de fisioterapia somente com o esforço necessário para levantar o MS durante os movimentos de flexão de braço. Para visualizar a variação mais expressiva do sinal EMG do MS durante os exercícios realizados, na segunda etapa as sequências das sessões de fisioterapia simuladas foram realizadas com a adição de 250 g de carga na mão do MS durante a sequência de exercícios. Por fim, no terceiro momento, realizou-se mais algumas sessões com a adição de 500 g de carga na mão do MS durante a sequência de exercícios referentes a cada sessão fisioterápica.

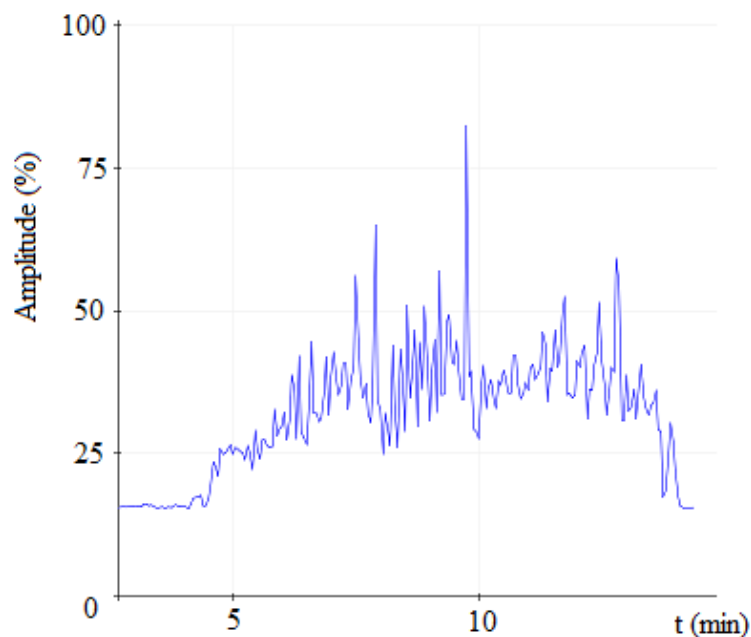
Os dados coletados no período equivalente à simulação de uma sessão de fisioterapia, são adicionados a um arquivo com extensão .CSV contemplando as informações necessárias para análise posterior da performance do MS do paciente em cada sessão de fisioterapia.

3.6 DISPONIBILIZAÇÃO DAS INFORMAÇÕES AO PROFISSIONAL

As avaliações utilizadas nas práticas clínicas não são padronizadas e o uso de ferramentas de avaliação adequadas é limitado, mantendo a confiança em avaliações subjetivas (SILVA, 2016).

Considerando que cada pessoa terá o seu próprio padrão de referência, o sinal coletado inicialmente será referenciado em uma faixa definida como esforço zero, criando assim um target do sinal EMG inicial, antes da realização de exercícios do protocolo fisioterápico. O sinal EMG será coletado a uma taxa de 1 kHz, com períodos de coleta especificados no protocolo de fisioterapia definido pelo CECLIN, e armazenado na respectiva base de dados. A Figura 20 apresenta um exemplo gráfico do sinal EMG recuperado da base de dados referente a uma sessão com exercícios de fisioterapia, sem a referência de esforço zero do paciente.

Figura 20 – Exemplo gráfico do sinal coletado durante uma sessão de fisioterapia

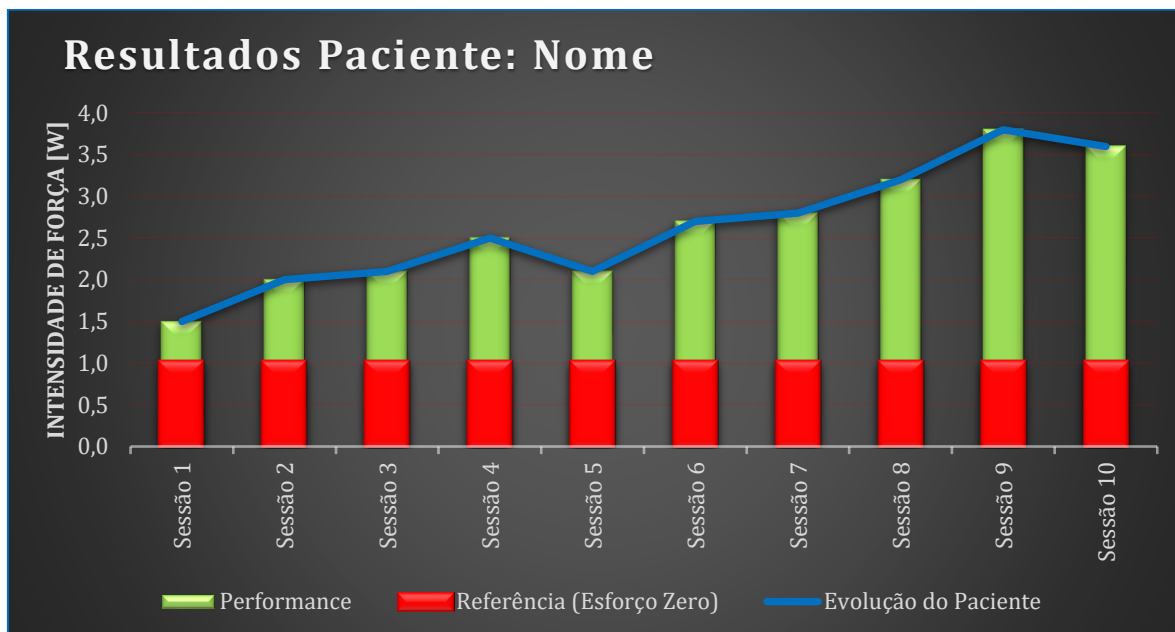


Fonte: Autor

Este gráfico tem escala em % pois o sinal de base e o sinal de saturação em 5Vcc, variam entre indivíduos e o hardware dispõe de regulagem na amplificação do sinal de forma dinâmica e sem indicações de escala, impossibilitando a definição do valor apresentado de forma exata.

Para apresentação dos dados ao profissional da saúde, será extraída a característica RMS do sinal amostrado, obtendo-se o valor quadrático médio dos dados coletados, determinando-se desta forma a intensidade do sinal EMG no período de uma sessão de fisioterapia. De posse dos dados do sinal EMG captados do paciente e disponíveis na base de dados, gera-se a representação gráfica para o fisioterapeuta que poderá verificar a performance quantitativa das diversas sessões de fisioterapia de cada paciente. A visualização gráfica das sessões de fisioterapia sequenciais de um mesmo paciente com referências quantitativas, permitem que o profissional da saúde acompanhe a evolução do MS comparando o resultado entre as sessões e com parâmetro inicial de esforço zero referenciado ao início de cada sessão. A Figura 21 apresenta um exemplo teórico do gráfico onde o profissional da saúde irá visualizar as informações quantitativas de um respectivo paciente após 10 sessões de fisioterapia.

Figura 21 – Exemplo da janela de visualização gráfica da média quadrática apresentada ao fisioterapeuta



Fonte: Autor

No exemplo gráfico que será apresentado ao fisioterapeuta, pode ser visualizado a intensidade de esforço zero identificado em vermelho, caracterizando a intensidade média quadrática de esforço muscular enquanto o MS do indivíduo estiver em repouso em cada uma das sessões de fisioterapia realizada. As barras que estão em verde denominadas de performance, representam o valor médio RMS de esforço muscular durante a realização dos exercícios de flexão de braço realizados dentro de cada uma das sessões. A evolução do paciente demonstrada em azul, representa a ligação das amplitudes médias (RMS) adquiridas pelo MS em cada uma das sessões. A escala de amplitude representada no gráfico de resultados, demonstra a energia do sinal muscular amplificada na ordem de 1000 vezes possibilitando a interpretação dos dados pelo profissional da saúde, contemplando a saturação do sistema em 5 Vcc em resposta ao limite de alimentação do hardware Myoware.

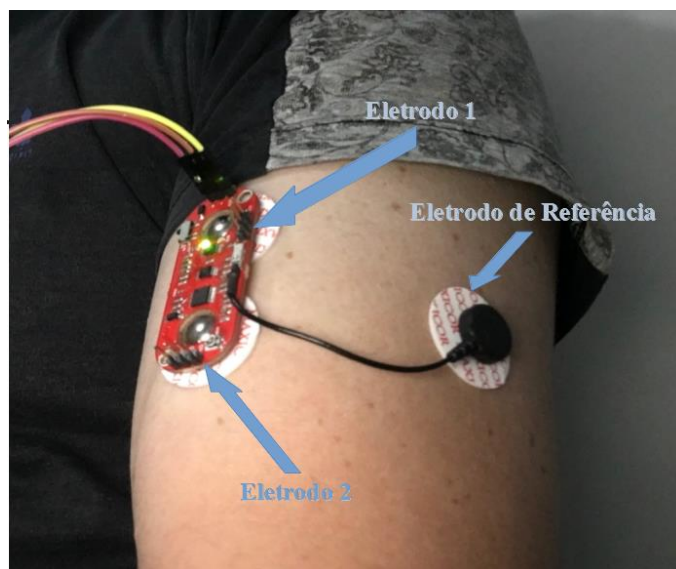
No próximo capítulo serão apresentados os resultados do experimento realizado em um único voluntário modelando a resposta do sistema e irão representar a proposta metodológica.

4 RESULTADOS

Este capítulo irá abordar os testes e ensaios realizados bem como os resultados atingidos. Inicialmente os experimentos seriam realizados no CECLIN com o acompanhamento do profissional da saúde em um ambiente controlado e específico para o processo de fisioterapia, porém devido à pandemia, todos os testes foram realizados em um mesmo indivíduo, que possui massa corporal de aproximadamente 90 kg, não possui anomalias diagnosticadas nos MS e os experimentos foram realizados em ambiente não controlado.

O posicionamento dos eletrodos Ag/Agcl com diâmetro de 25 mm, seguiu as indicações descritas na metodologia deste trabalho, sendo fixados junto ao musculo bíceps. Conforme pode ser visualizado na Figura 22, o sensor de eletromiografia Myoware utilizado tem conexão direta aos eletrodos sem a utilização de cabos, mantendo a distância entre eletrodos fixada pelo dimensional do próprio hardware de eletromiografia minimizando a variação de intensidade do sinal EMG entre sessões fisioterápicas distintas em um mesmo paciente.

Figura 22 – Posicionamento Eletrodos no Bíceps



Fonte: Autor

A partir da verificação de posicionamento angular da articulação de cotovelo da órtese, é possível verificar se ela está em condição inicial, ou seja, em posição de repouso do MS do paciente. Desta forma padroniza-se a posição do MS para coleta dos dados de esforço zero do paciente minimizando a possibilidade da utilização de dados em momentos ao qual

o paciente não estiver com o MS em posição de repouso. A Figura 23 apresenta o esboço de articulação da órtese com a verificação de posicionamento angular.

Figura 23 – Esboço Órtese com Leitura de Posição Angular de Cotovelo em Posição Inicial ou de Repouso do MS



Fonte: Autor

A intensidade muscular de esforço zero é calculada a partir da amostragem realizada no intervalo fixo de 10 segundos obtendo uma quantidade fixa e padronizada de amostras ao início do processo de fisioterapia, mantendo o MS do paciente em repouso e com o posicionamento específico da órtese, denominado posição inicial de repouso. É apresentado ao profissional da saúde a média quadrática conforme equação (11), sendo este o valor médio quadrático da intensidade de força realizada pelo MS do respectivo paciente ao início de cada sessão de fisioterapia. Caso o paciente esteja fora da posição de repouso requerida pela órtese, o profissional da saúde será comunicado via mensagem do Matlab e deverá reposicionar o MS do paciente para órtese contemplar o estado de repouso inicial requerido para o início da

verificação do esforço zero. Desta forma minimizou-se a possibilidade de coletar dados referenciais de esforço zero em posicionamentos distintos.

$$RMS = \sqrt{\frac{Vetor[1]^2 + Vetor[2]^2 + Vetor[3]^2 + \dots + Vetor[N]^2}{N}} \quad (11)$$

A sequência de ensaios contemplou 23 sessões de fisioterapia simuladas para análise do referencial de esforço zero. Durante a bateria de ensaios pôde ser observado que o parâmetro de esforço zero se manteve com valor RMS médio com valor mínimo de 0,53687 V e máximo de 0,60213 V. A Tabela 2 apresenta o desvio padrão, a intensidade média, bem como as referências mínima e máxima do sinal EMG provenientes do RMS extraído do esforço zero coletados durante a sequência de sessões realizadas.

Tabela 2 – Análise do valor RMS de esforço zero amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas

Dados Esforço Zero Amostrados	
Mínimo	0,53687
Máximo	0,60213
Amplitude	0,06527
Média	0,55184
Desvio padrão	0,01392

Fonte: Autor

Os ensaios que envolveram a coleta de dados da realização de exercícios de simulação do processo de fisioterapia foram divididos em três etapas com padrões de esforço distintos, sendo o primeiro realizado sem a adição de pesos no MS considerando somente a massa do próprio MS que estiver em análise. A intensidade RMS média de esforço resultante da sequência de 8 sessões, sem a adição de pesos ao MS, obteve amplitude mínima de 0,89838 V e máxima de 1,02675 V em todas as sessões realizadas. A Tabela 3 demonstra o desvio padrão, a intensidade média, bem como as referências mínima e máxima provenientes da coleta dos dados realizada durante a sequência de sessões realizadas sem a adição de pesos no MS.

Tabela 3 - Análise do valor RMS de esforço muscular amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas sem a adição de carga no MS

Dados Amostrados do Exercício sem Adição de Peso	
Mínimo	0,89838
Máximo	1,02675
Amplitude	0,12837
Média	0,94720
Desvio padrão	0,04769

Fonte: Autor

A segunda etapa contempla o mesmo padrão de movimentos e sequência de exercícios descritos no protocolo com a adição de 250g de massa na mão do MS. A intensidade RMS média de esforço resultante da sequência de 8 sessões, com a adição de 250 g de carga na mão do MS, obteve amplitude mínima de 1,06325 V e máxima de 1,20749 V em todas as sessões realizadas. Conforme esperado, a amplitude de esforço muscular resultante na segunda etapa, onde foi adicionado 250 g de peso no MS resultou no aumento da potência resultante e necessária para realização do movimento. A Tabela 4 demonstra o desvio padrão, a intensidade média, bem como as referências mínima e máxima provenientes da coleta dos dados realizada durante a sequência de exercícios realizada com a adição de 250 g na mão do MS em análise.

Tabela 4 - Análise do valor RMS de esforço muscular amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas com a adição de 250 g de carga no MS

Dados Amostrados do Exercício com Adição de 250 g de Peso	
Mínimo	1,06325
Máximo	1,20749
Amplitude	0,14425
Média	1,16508
Desvio padrão	0,04818

Fonte: Autor

A terceira etapa contempla o mesmo padrão de movimentos e sequência de exercícios realizado nas etapas anteriores com a adição de 500 g de massa na mão do MS. A intensidade RMS média de esforço resultante da sequência de 7 sessões com a adição de 500 g de carga na mão do MS obteve amplitude mínima de 1,30692 V e máxima de 1,43993 V em todas as

sessões realizadas. Conforme esperado, a amplitude de esforço muscular resultante na terceira etapa apresentou aumento na potência resultante e necessária para desenvolver o movimento requerido. A Tabela 5 apresenta o desvio padrão, a intensidade média, bem como as referências mínima e máxima provenientes da coleta dos dados realizada durante a sequência de exercícios realizada com a adição de 500 g na mão do MS em análise.

Tabela 5 - Análise do valor RMS de esforço muscular amostrados nas diferentes sessões fisioterápicas realizadas com a adição de 500 g de carga no MS

Dados Amostrados do Exercício com Adição de 500 g de Peso	
Mínimo	1,30692
Máximo	1,43993
Amplitude	0,13301
Média	1,38435
Desvio padrão	0,04757

Fonte: Autor

Os dados adquiridos durante o procedimento de verificação do esforço muscular são salvos em uma base de dados contendo o nome do paciente, a data e hora do início do exercício, o vetor de dados de EMG e a referência de esforço zero da sessão de fisioterapia. A Tabela 6 demonstra o modelo da base de dados onde as informações ficam armazenadas possibilitando a verificação posterior e comparativa com as demais sessões de fisioterapia.

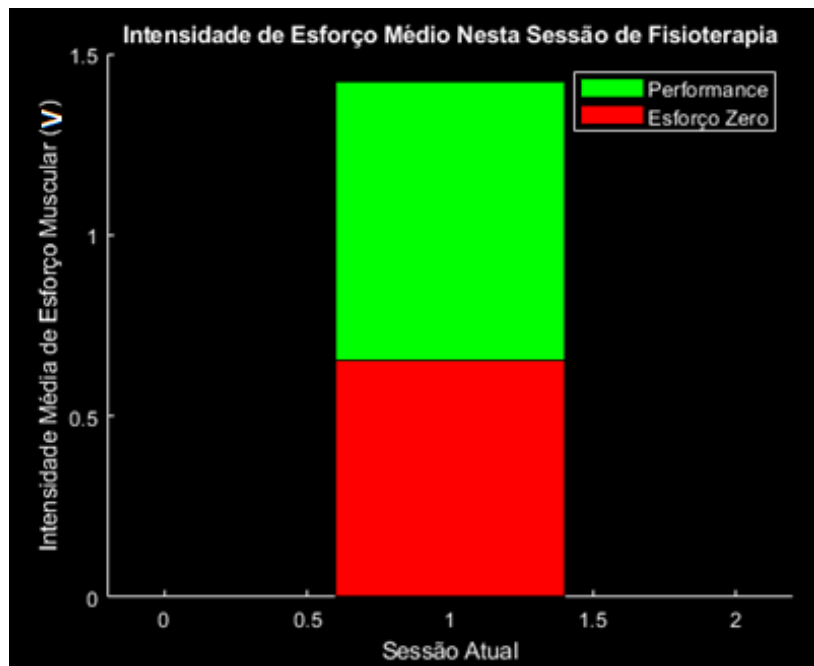
Tabela 6 - Modelo Base de Dados

Sessão 1	Paciente:	"Nome do paciente"
	Data Hora:	"Formato dd/mm/aaaa hh:mm:ss"
	Dados EMG:	"Vetor de dados do sinal EMG coletado"
	Esforço Zero:	"Valor da Intensidade de Esforço Zero (RMS)"
Sessão 2	Paciente:	"Nome do paciente"
	Data Hora:	"Formato dd/mm/aaaa hh:mm:ss"
	Dados EMG:	"Vetor de dados do sinal EMG coletado"
	Esforço Zero:	"Valor da Intensidade de Esforço Zero (RMS)"
Sessão 3	Paciente:	"Nome do paciente"
	Data Hora:	"Formato dd/mm/aaaa hh:mm:ss"
	Dados EMG:	"Vetor de dados do sinal EMG coletado"
	Esforço Zero:	"Valor da Intensidade de Esforço Zero (RMS)"

Fonte: Autor

Ao final de cada sessão de fisioterapia é apresentado automaticamente o gráfico com as informações correntes de esforço zero e amplitude RMS referente ao exercício realizado. A Figura 24 apresenta o resultado gráfico individual da sessão de fisioterapia recém finalizada, onde o profissional da saúde e/ou paciente obtém a performance dos respectivos movimentos ao final do processo realizado.

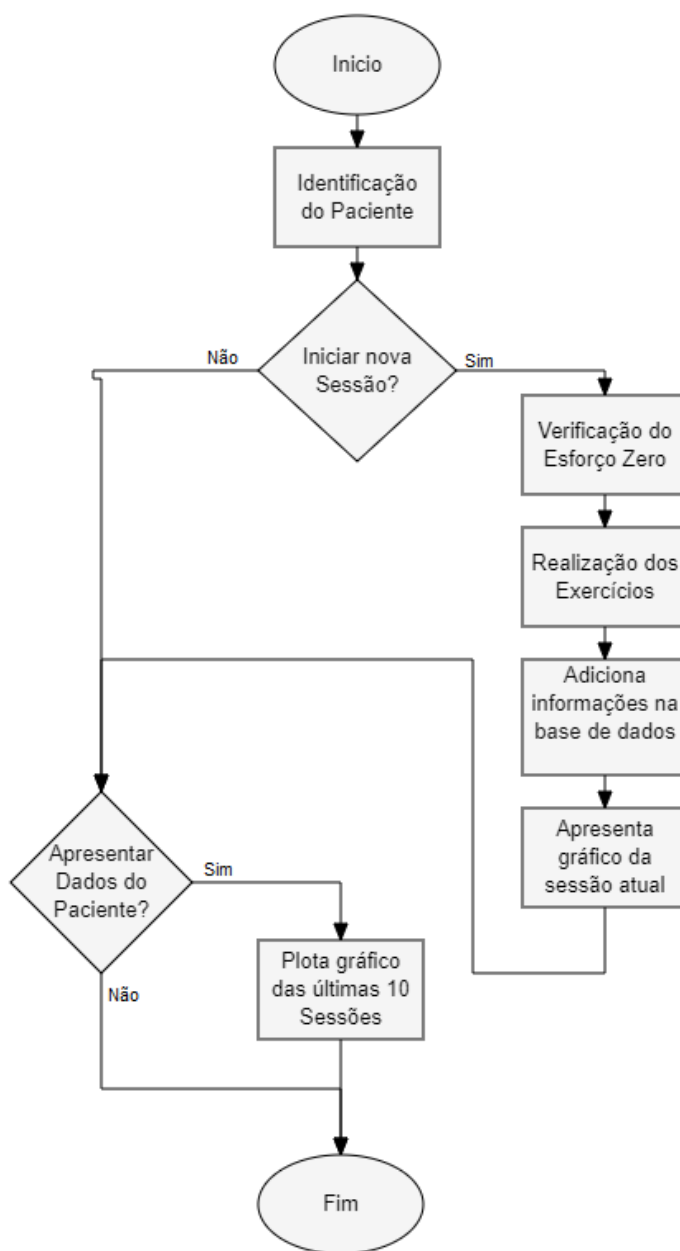
Figura 24 - Apresentação Gráfica da Performance do exercício recém finalizado



Fonte: Autor

O protótipo da plataforma desenvolvida contempla a comunicação com o usuário (profissional da saúde) a partir do script desenvolvido para o Matlab, onde o profissional da saúde identifica a sequência de atividade a ser seguida. A Figura 25 apresenta o fluxograma de comunicação entre a plataforma e o usuário, visando a análise da performance do MS do respectivo paciente proveniente da base de dados ou para início de uma nova sessão de fisioterapia assistida pela plataforma de monitoramento do MS.

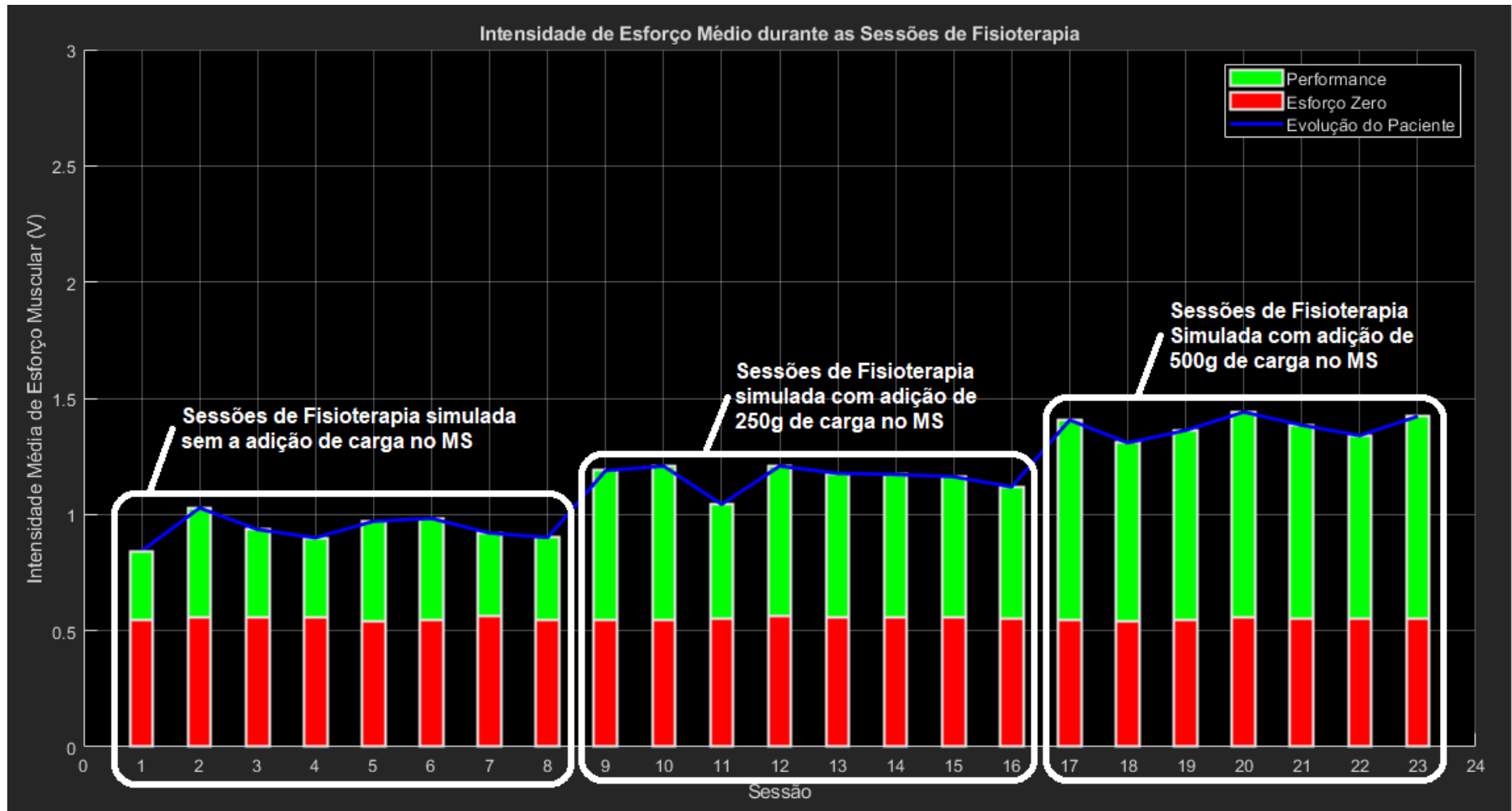
Figura 25 - Fluxograma de Comunicação da Plataforma com o Usuário



Fonte: Autor

Quando solicitada, a entrega dos resultados provenientes da base de dados, a plataforma fornece ao fisioterapeuta informações de forma gráfica da performance do MS para o respectivo paciente. A Figura 26 apresenta os resultados das 23 sessões de fisioterapia simuladas para avaliação da plataforma, onde o profissional da saúde interpretará os dados quantitativos de forma gráfica auxiliando-o na análise de evolução da melhora do MS do paciente.

Figura 26 - Gráfico de Performance do Paciente em Múltiplas Sessões de Fisioterapia



Fonte: Autor

Conforme pode ser visualizado no gráfico gerado a partir das informações coletadas nas diversas sessões de fisioterapia simulada, a plataforma obteve aumento da intensidade média do esforço muscular RMS quando adicionado carga ao MS. A Tabela 7 demonstra a variação percentual ocorrida em resposta aos valores analisados da sequência de sessões fisioterápicas realizadas sem a adição de carga no MS, com a adição de 250 g de carga e com a adição de 500 g de carga no MS. Observou-se o aumento percentual na intensidade de força RMS mínima, máxima e média dos conjuntos de sessões de fisioterapia, quando realizada a adição de carga no MS de forma intencional, obtendo-se a resposta esperada da plataforma de monitoramento de esforço muscular.

Tabela 7 – Comparação entre as sequências de sessões sem carga no MS e a sequência de sessões com adição de carga no MS

Comparação entre a resposta das Sessões sem adição de carga e as sessões com adição de 250 g de carga no MS		Comparação entre a resposta das Sessões com adição de 250 g de carga e a resposta das sessões com adição de 500 g de carga no MS	
Referência ao Esforço RMS nas diversas sessões	Variação %	Referência ao Esforço RMS nas diversas sessões	Variação %
Mínimo	18,35%	Mínimo	22,92%
Máximo	17,60%	Máximo	19,25%
Amplitude	12,37%	Amplitude	-7,79%
Média	23,00%	Média	18,82%
Desvio padrão	1,05%	Desvio padrão	-1,28%

Comparação entre a resposta das Sessões sem adição de carga e a resposta das sessões com adição de 500 g de carga no MS	
Referência ao Esforço RMS nas diversas sessões	Variação %
Mínimo	45,47%
Máximo	40,24%
Amplitude	3,62%
Média	46,15%
Desvio padrão	-0,25%

Fonte: Autor

Também pode se observar que a variação do desvio padrão se manteve estável quando comparados entre a sequência de sessões de fisioterapia sem a adição de carga e a sequência de sessões com a adição de cargas contemplando uma variação percentual máxima no intervalo de -1,28% a 1,05%.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho buscou realizar o desenvolvimento de uma plataforma para monitoramento de esforço em MS em processos fisioterápicos utilizando EMG como tecnologia para coleta de dados, utilizando informações quantitativas para apresentação de resultados ao profissional da saúde visando auxiliá-lo em sua avaliação sobre a melhora do MS do paciente. Os resultados também poderão ser utilizados em biofeedback, caso o fisioterapeuta avalie que essa técnica seja benéfica ao processo de melhora do MS do paciente.

Os objetivos específicos estabelecidos para execução deste projeto foram conquistados, sendo definidos hardwares comerciais de fácil acessibilidade, baixo custo, em código aberto para implementação do protótipo inicial e a utilização do software Matlab, disponível na instituição de ensino (UCS), para implementação do script que realiza os cálculos necessários, alimenta a base dados e apresenta os resultados gráficos necessários para a correta interpretação do profissional da saúde.

Os resultados obtidos apresentaram a resposta esperada, quando ocorreram variações intencionais na carga do MS requerendo maior esforço muscular, pode ser observado o aumento da intensidade do sinal muscular lido. O estudo dos autores (CARDOSO, 2016b; RODRIGUES; FAGANELLO-NAVEGA, 2016) apresentam procedimentos distintos porém com objetivos parecidos, resultando no auxílio da recuperação do MS de pacientes debilitados. Este trabalho contempla o método de análise distinto ao destes autores, mas apresentando objetivos próximos aos deles.

A plataforma desenvolvida, foi testada em um indivíduo que não possui deficiências aparentes no MS, isso se fez necessário por restrições de acesso ao CECLIN onde seriam realizados os testes contemplando o código de ética para ensaios em seres humanos.

5.1 PROJETOS FUTUROS

Para prosseguimento dos estudos baseados neste trabalho, as seguintes propostas são sugeridas:

- a) Implementação da plataforma para monitoramento de esforço muscular de MS em órtese mecânica;
- b) Realização de ensaios em pacientes que contemplem deficiência e/ou anomalia no MS;

- c) Estudo de resultados provenientes de pacientes com deficiência e/ou anomalia no MS;
- d) Implementação de vetor para comparação do pico máximo de esforço muscular versus ângulo do movimento do MS;
- e) Implementação de mais canais para coleta de dados de EMG em demais grupos musculares simultaneamente;
- f) Estudo de viabilidade e implementação de controle de órtese mecânica a partir da coleta de sinais de EMG do MS.

6 REFERÊNCIAS

AGUIAR, Lucas Fernandes. **Reconhecimento de gestos de membros superiores usando eletromiografia de superfície para uso em reabilitação**. 2017. vii, 75 f., il. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação) - Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, 2017. Disponível em: http://bdtd.ibict.br/vufind/Record/UNB_5dfa89415734acf16ca9e045df7ece9b. Acessado em: 09 de março de 2020.

BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner J. **Instrumentos e fundamentos de medidas**. 2. ed. V. 2 [Reimpr.]. Rio de Janeiro: LTC, 2013.

BERMUDEZ, Rosa Maria Jimenez. **Proposta de um sistema baseado em redes neurais e wavelets para caracterização de movimentos do segmento mão-braço**. 2013. 112 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2013. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/179572/001068565.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acessado em: 23 de março de 2020.

CARDOSO, Vivianne Flavia. **Análise de um sistema de reabilitação para membros superiores utilizando ambiente de realidade virtual baseado em kinect e sEMG**. 2016. 96 f. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito Santo. Espírito Santo, 2016. Disponível em: http://repositorio.ufes.br/bitstream/10/4510/1/tese_9877_Disserta%C3%A7%C3%A3o%20de%20Mestrado%20Vivianne%20F%20Cardoso.pdf. Acessado em: 10 de abril de 2020.

DE LUCA, Carlo J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics, Champaign**, v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.

FAVIEIRO, Gabriela Winkler. **Análise e desenvolvimento de algoritmo de reconhecimento de padrão baseado em lógica paraconsistente para uso inconsistente e sua aplicação na classificação de movimentos do membro superior através de sinais mioelétricos**. 2019. 164 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2019. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/204512?show=full>. Acessado em: 06 de abril de 2020.

FAVIEIRO, Gabriela Winkler. **Controle de uma prótese experimental do segmento mão-braço por sinais mioelétricos e redes neurais artificiais**. 2009. 102 f. Graduação (Engenharia de Computação) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2009. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/18554>. Acessado em: 23 de março de 2020.

FAVIEIRO, Gabriela Winkler. **Desenvolvimento de um sistema neuro-fuzzi para análise de sinais mioelétricos do segmento mão-braço**. 2012. 142 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2012. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/71568?show=full>. Acessado em: 23 de março de 2020.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

JAMAL, Muhammad Zahak. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. In: NAIK, G. R. (Ed.). **Computacional Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. [s.l.] InTech, 2012. Acessado em: 08 de abril de 2020.

KITCHIN, Charles; COUNTS, Lew. **A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers**. 3 ed. USA: Analog Devices, 2006.

LATHI, B. P.; DING, Z. **Sistemas de Comunicação Analógicos e Digitais Modernos**. 4. ed. Rio de Janeiro. LTC, 2012.

MACHUCA, Fábio Felipe Mira; CARAVIERI, Péricles Bernardes. **Desenvolvimento de dispositivo de aquisição de dados e controle de baixo custo para utilização com ni lab-view**. 2012. 98 f. Graduação (Engenharia Mecatrônica) - Universidade de São Paulo. 2012. Disponível em: <http://www.tcc.sc.usp.br/tce/disponiveis/18/182500/tce-08052014-154248/?&lang=br>. Acessado em: 18 de abril de 2020.

MAIA, Rodrigo Fontes. **Interface tangível do usuário como dispositivo de entrada e saída**. 2016. 105 f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Universidade Federal Rural do Semi-Árido. Universidade do Estado do Rio Grande do Norte, 2016. Disponível em: <https://ppgcc.ufersa.edu.br/wp-content/uploads/sites/42/2014/09/Interface-Tang%C3%ADvel-do-Usu%C3%A1rio-como-Dispositivo-de-Entrada-e-Sa%C3%ADda.pdf>. Acessado em: 15 de abril de 2020.

MARCHETTI, Paulo Henrique; DUARTE, Marcos. **Instrumentação em Eletromiografia**. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006. Disponível em: <http://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/EMG.pdf>. Acessado em: 28 de março de 2020.

MENDES JÚNIOR, José Jair Alves. **Desenvolvimento de uma armband para captura de sinais eletromiográficos para reconhecimento de movimentos**. 2016. 117f. Dissertação (Mestrado em Pós-Graduação em Engenharia Elétrica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2016. Disponível em: http://riut.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/2435/1/PG_PPGEE_M_Mendes%20J%C3%BA-nior%2C%20Jos%C3%A9%20Jair%20Alves_2016.pdf. Acessado em: 13 de março de 2020.

NODA, Dayna Karina Governa; MARCHETTI, Paulo Henrique; VILELA JUNIOR, Guanís de Barros. **A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força**. 2014. Universidade Metodista de Piracicaba (Unimep), 2014. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/268870576_ARTIGO_DE_REVISAO_A_ELE-TROMIOGRAFIA_DE_SUPERFICIE_EM_ESTUDOS_RELATIVOS_A_PRODU-CAO_DE_FORCA_Surface_electromyography_in_studies_on_the_force_production_2014. Acessado em: 09 de março de 2020.

OLIVEIRA, Maria Amélia de Campos *et al.* Validação, no Brasil, do Índice de Barthel em idosos atendidos em ambulatórios. **Acta Paul Enferm**, 2010. 23(2):218-23. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-21002010000200011#back. Acessado em: 20 de abril de 2020.

SILVA, Natália Sanches. **Caracterização de três testes funcionais do membro superior: contribuições da eletromiografia para a terapia ocupacional**, 2016. 111 f. Dissertação (Mestrado em Terapia Ocupacional) - Universidade Federal de São Carlos, 2016. Disponível em: <https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/7762?show=full>. Acessado em: 09 de março de 2020.

TERRANOVA, Thaís Tavares. **Avaliação da função de membros superiores: desafios na reabilitação física de pacientes pós-AVC**. 2016. Dissertação (Mestrado em Educação e Saúde) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016. doi:10.11606/D.5.2016.tde-17102016-152835. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5169/tde-17102016-152835/pt-br.php>. Acessado em: 25 de abril de 2020.

TOSIN, Maurício Cagliari. **Aplicação de algoritmos de seleção de características na classificação de movimentos do segmento mão-braço através do processamento de sinais sEMG**, 2018. 160f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2018. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/200940/001104374.pdf?sequence=1&isAllowed=y> Acessado em: 09 de abril de 2020.