

CRIAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FEEDBACK PARA RECONHECIMENTO
DA FLEXÃO DOS DEDOS DA MÃO UTILIZANDO A ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

Vinicius de Castro Ecard

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

Orientadores: Liliam Fernandes de Oliveira

Luciano Luporini Menegaldo

Rio de Janeiro

Março de 2020

CRIAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FEEDBACK PARA RECONHECIMENTO
DA FLEXÃO DOS DEDOS DA MÃO UTILIZANDO A ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

Vinicius de Castro Ecard

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

Aprovada por: Prof. Liliam Fernandes de Oliveira,

Prof. Carlos Júlio Tierra Criollo,

Prof. Ana Paula Fontana.

RIO DE JANEIRO, RJ BRASIL

MARÇO DE 2020

Ecard, Vinicius de Castro.

Criação de um Protocolo de Feedback para Reconhecimento da Flexão dos Dedos da Mão utilizando a Eletromiografia de Superfície de Alta Densidade/ Vinicius de Castro Ecard. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2020.

xviii, 71 f.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Liliam Fernandes de Oliveira, Luciano Luporini Menegaldo.

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 58-58.

1. HD-EMG. 2. Centróide. 3. Dissociação dos dedos. 4. NNMF. I. Oliveira, Liliam Fernandes de II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedico este trabalho aos meus
pais Walmir e Ângela, aos
meus irmãos, sobrinhos, amigos
e aos meus orientadores

Agradecimentos

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus por me dar forças, oportunidades e esclarecimento mental para desenvolver este trabalho. Sem Ele nada disso seria possível. Agradeço, também, a FAPERJ, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro a mim e ao meu programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado. Aos meus pais, Walmir e Angela, agradeço por sempre estarem comigo e me apoiarem. Também gostaria de agradecer meus amigos por sempre me levantar nas horas mais difíceis, especialmente aos amigos que o PEB me deu, pois sempre em nossos almoços geraram discussões pertinentes e ideias que nunca seriam geradas sozinhas e por fazerem únicos meus dias no programa. Gostaria de agradecer a minha orientadora Liliam, por confiar em mim e no meu trabalho, por me dar apoio e ser bem mais que uma orientadora.

“Mestre não é quem sempre ensina, mas quem de repente aprende.”

Guimarães Rosa

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

CRIAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FEEDBACK PARA RECONHECIMENTO
DA FLEXÃO DOS DEDOS DA MÃO UTILIZANDO A ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

Vinicius de Castro Ecard

Março/2020

Orientadores: Dra. Liliam Fernandes de Oliveira

Dr. Luciano Luporini Menegaldo

Programa: Engenharia Biomédica

Sinais de eletromiografia de alta densidade (HD-EMG) tem sido muito utilizados atualmente devido a sua capacidade de extrair uma informação espacial da atividade muscular. Diversos trabalhos estudam o padrão de ativação dos dedos com o centroide de ativação muscular utilizando diversos tipos de protocolos diferentes. Visto isso este trabalho visa o desenvolvimento de um protocolo de feedback para reconhecimento dos dedos utilizando o HD-EMG. As ferramentas para a análise foram os centroides de ativação de cada dedo além do uso do algoritmo do *non-negative matrix factorization* (NNMF) para extrair as sinergias associadas de cada dedo e dissociá-las. O protocolo se mostrou eficaz na separação dos dedos indicador e mínimo. Além disso, a aplicação do teste estatístico ANOVA nas sinergias se mostrou de grande utilidade na dissociação dos dedos

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

CREATION OF A FEEDBACK PROTOCOL TO RECOGNIZE HAND FINGER
FLEXION USING HIGH DENSITY SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

Vinicius de Castro Ecard

March/2020

Advisors: Dra. Liliam Fernandes de Oliveira
Dr. Luciano Luporini Menegaldo

Department: Biomedical Engineering

High density electromyography (HD-EMG) signals have been widely used today due to their ability to extract spatial information from muscle activity. Several studies studied or pattern of activation of the fingers with the muscle activation center using different types of different protocols. Visa is this visa work or development of a feedback protocol for finger recognition using HD-EMG. The tools for the analysis were the activation centroids of each finger in addition to the use of the non-negative matrix factorization (NNMF) algorithm to extract the associated synergies of each finger and dissociate them. The protocol proved to be effective in the selection of index and minimum fingers. In addition, an ANOVA statistical test application on synergies showed great utility in dissociating fingers.

Sumário

Lista de Figuras.....	xi
Lista de Tabelas.....	xvii
Lista de abreviaturas e siglas.....	xviii
1 Introdução.....	1
2 Objetivos.....	2
2.1 Objetivo Geral.....	3
2.2 Objetivos Específicos	3
3 Fundamentos Teóricos.....	4
3.1 Anatomia do Antebraço e da Mão.....	4
3.1.1 O antebraço.....	4
3.1.2 A mão.....	11
3.2 Aspectos do Movimento do Punho e Mão.....	16
3.2.1 Punho.....	16
3.2.2 Mão.....	20
3.3 Eletromiografia de Superfície de Alta Densidade (HD-EMG)	23
3.3.1 Conceitos básicos.....	23
3.4 <i>Non-Negative Matrix Factorization (NNMF)</i>	27
4 Revisão Bibliográfica.....	30
4.1 HD-EMG e movimentos da mão.....	30

Lista de Figuras

3.1	Indicação da membrana interóssea. Fonte: (Moore, 2014). <i>Figura modificada pelo autor</i>	4
3.2	Músculos da vista anterior, à direita, e músculos da vista posterior, a esquerda. Fonte: <i>Human body(male)</i> 3D, aplicativo gratuito. <i>Figura modificada pelo autor</i>	5
3.3	Distribuição espacial dos músculos flexores superficiais, à esquerda, e dos músculos flexores profundos, à direita. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. <i>Figura modificada pelo autor</i>	7
3.4	Localização espacial do músculo pronador quadrado. Fonte: <i>Sobotta Anatomy</i> , aplicativo gratuito. <i>Figura modificada pelo autor</i>	8
3.5	Distribuição espacial dos músculos extensores superficiais, à esquerda, e dos músculos extensores e flexores profundos, à direita. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. <i>Figura modificada pelo autor</i>	9
3.6	Ossos dos dedos e dos punhos. Notar que o polegar não possui falange medial. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. <i>Figura modificada pelo autor</i>	12
3.7	Posições Funcionais da mão e tendões do polegar. (A) Preensão palmar, (B) Preensão em gancho, (C) preensão de precisão, (D) Pinça, (E) Movimento Livre e (F) Tendões dos músculos extensores do polegar, curto e longo. Fonte: elaborado pelo autor.....	13
3.8	Localização espacial dos músculos dos compartimentos tenar, adutor, hipotenar, central e interósseo. (A) Músculos superficiais, (B) Compartimento Interósseo e (C) Músculos, superficiais e profundos do compartimento tenar. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. <i>Figura modificada pelo autor</i>	15

3.9	Músculos do compartimento hipotenar. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.....	16
3.10	Descrição e localização espacial dos ossos do carpo, vista anterior. Indicação das articulações do punho: em vermelho as articulações radiocarpais, em azul as articulações intercarpais e em amarelo as articulações carpometacarpal. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.....	17
3.11	Posições articulares da mão. (A) Posição neutra, ou anatômica, com a mão alinhada com os ossos do antebraço, também conhecida como posição de mão estendida;(B) posição de flexão, com a mão abaixo da linha de neutralidade; (C) posição de extensão, mão acima da linha de neutralidade; (D) posição de abdução, ou desvio radial, e (E) posição de adução, ou desvio ulnar. Fonte: elaborado pelo autor.....	18
3.12	Vista anterior da localização espacial dos ligamentos existentes na mão. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.....	19
3.13	Localização espacial das articulações carpometacarpal (vermelho), metacarpofalangeal (amarelo) e interfalângicas (azul claro). Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.....	20
3.14	Movimentos de flexão (A), extensão (B), adução (C), abdução (D) e <i>intrinsic plus</i> (flexão em 90° das articulações metacarpo falangeanas e extensão das articulações interfalangeanas proximais e distais) (E) dos dedos da mão. Fonte: elaborado pelo autor.....	22
3.15	Estruturas componentes das articulações dos dedos. Fonte: <i>AnatomyLearning</i> , aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.....	23

3.16	Angulação das articulações dos dedos. Da esquerda para a direita ângulos das articulações das falanges de 90°, 100° e 80°, aproximadamente. Fonte: elaborado pelo autor.....	23
3.17	(A) Esquema de configuração para aquisição de um sinal monopolar e (B) esquema de um sistema bipolar. A referência está representada em azul e deve ser única para todo o sistema, normalmente com o eletrodo de referência posicionado em uma articulação ou estrutura óssea do corpo. Fonte: <i>Human body(male)</i> 3D, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.....	25
3.18	Exemplo, bidimensional, de uma propagação temporal de um potencial de ação em uma fibra muscular. Cada linha horizontal representa uma fibra muscular. A linha vertical representa uma zona de inervação e cada sinal de menos representa a despolarização do sarcolema. Fonte: elaborado pelo autor.....	25
3.19	Exemplos de eletrodos para aquisição de HD-EMG. Na foto, da esquerda para a direita e de cima para baixo, respectivamente, matriz de 64 canais retangular, vetor de 16 canais, matriz 64 canais, vetor de 4 canais, vetor seco de 16 canais, matriz de 64 canais quadrada. Fonte: elaborado pelo autor.....	26
3.20	Esquema que mostra exemplos de sinais de Hd-EMG que foram coletados, no modo monopolar, a partir de um vetor posicionado em um músculo qualquer do antebraço. Note que sinais próximos à zonas de inervação e zonas tendíneas têm amplitudes desprezíveis, comparadas aos demais eletrodos. Fonte: elaborado pelo autor.....	27
4.1	Exemplo do mapa de cor gerado por Dai & Hu, 2018, com o centroide (em preto) e a zona de inervação (linha branca) para o dedo anelar. Fonte: (Dai e Hu, 2018). Figura modificada pelo autor.....	30

5.1	Componentes do sistema de aquisição montados. Fonte: Elaborado pelo autor.....	34
5.2	Interface do programa <i>OT BioLab</i> para aquisição de dados. Cada linha reta indica um canal. Fonte: Elaborado pelo autor.....	35
5.3	Espaço onde será realizado a coleta dos sinais eletromiográficos. Fonte: Elaborado pelo autor.....	36
5.4	Medições para posicionamento da matriz de eletrodo (A) e exemplo do sistema montado (B). Fonte: Elaborado pelo autor.....	37
5.5	(A) FRS602 utilizado para a coleta. Na imagem estão mostradas todas as dimensões do sensor em milímetros. (B) Esquemático da plataforma feita em 3D para calibragem dos sensores FRS. Fonte: <i>Datasheet Your Cee</i> /Elaborado pelo autor.....	38
5.6	Esquemático de ligação dos sensores na placa do arduino UNO. As linhas em preto indicam as ligações dos sensores nas entradas analógicas A0, A1, A2, A3 e A4, as linhas vermelhas indicam as ligações dos terminais dos sensores no terra, passando por resistores de resistência $3.3k\Omega$ e a linha laranja indica as ligações dos terminais dos sensores na alimentação de 5V. Fonte: Elaborado pelo autor.....	39
5.7	(A) tela de MVC que aparece para o voluntário; (B) tela com linha objetivo (40% do MVC); e (C) usuário executando uma tentativa de alcance de objetivo. Fonte: Elaborado pelo autor.....	40
5.8	Esquemático da numeração de cada eletrodo da matriz. Fonte: <i>Datasheet OT Bioeletrônica</i>	42

5.9	Indicação da localização da matriz dado uma origem. A origem escolhida foi o ponto de encontro da linha x, utilizada para medir o diâmetro do braço da pessoa com a linha y, utilizado para medir o comprimento do braço da pessoa. Fonte: Elaborado pelo autor.....	44
5.10	Ilustração da organização da matriz analisada (A) conjunto de treinamento do SVM; e (B) resultados pós-classificação. I = indicador; M = médio; R = anelar; L = mínimo e S1...S11 são os voluntários. Fonte: Elaborado pelo autor.....	45
6.1	(A) Ponto de ligação entre o fio e a tela condutora; (B) Ponto de conexão entre a mesa de teste e a tela condutora; (C) tela condutora com seus pontos de conexão para aterramento; (D) Ponto de conexão do aterramento; (E) Exemplo de sinal antes do aterramento; (F) Exemplo de sinal depois do aterramento. Fonte: Elaborado pelo autor.....	47
6.2	(A) Duas tentativas do MVC de um indivíduo para o dedo anelar; e (B) tentativas para seguir o patamar objetivo de 40% do MVC. As forças encontram-se normalizados pela média de (A). Fonte: Elaborado pelo autor.....	48
6.3	(A) Sinais de HD-EMG monopolares no tempo total (200 segundos) das tentativas de seguir o objetivo; (B) Pedaco do sinal de (A) mostrado em um intervalo de tempo menor para análise qualitativa dos sinais. Fonte: Elaborado pelo autor.....	49
6.4	Mapa de ativação do dedo (A) indicador; (B) médio; (C) anelar; e (D) mínimo. Fonte: Elaborado pelo autor.....	50
6.5	Agrupamentos de centroides. Círculos indicam o desvio padrão em torno da média dos centroides de cada dedo. Fonte: Elaborado pelo autor.....	51

6.6	Distribuição de sinergias dos dedos da mão. Cada quadrado corresponde a um eletrodo (canal) da matriz e cada cor está relacionada a um dedo diferente. Azul é o Indicador; Vermelho é o Médio; Preto é o Anelar e Verde é o Mínimo. Fonte: Elaborado pelo autor.....	56
A.1	Imagem que mostra a análise de verificação do encurtamento das articulações dos dedos, polegar e punho. Quando o médico tenta uma extensão passiva, a realização por parte dos dedos é incompleta, o que faz com que eles não se estendam completamente. Fonte: Ministério da Saúde,2008.....	70
A.2	Três diferentes tipos de órteses: (A) tala palmar, que alonga os músculos flexores, (B) imobilizador circular digitálico, alonga os tecidos periarticulares e (C) imobilizador circular para o primeiro espaço intermetacárpico alonga os tecidos moles do primeiro espaço intermetacárpico. Fonte: Ministério da Saúde.....	71

Lista de Tabelas

6.1	Coeficientes de variação (A) dos sinais monopolares e (B) dos sinais diferenciais.....	53
6.2	Tabela 6.2 – Erros e acertos da classificação das forças pelo modelo do SVM.....	54
6.3	Tabela 6.3 – Resultados do Teste post hoc para os dedos dominantes, ou seja, os dedos que exerciam a tarefa. Em vermelho estão os grupos de dedos que foram separáveis.....	55
6.4	Tabela 6.4 – Resultados do Teste post hoc para todas as sinergias. Em vermelho estão os grupos de dedos que foram separáveis.....	57
A.1	Avaliação da força muscular. Fonte: Secretaria de Atenção à Saúde/Ministério da Saúde.....	69

Lista de abreviaturas e siglas

- ADC – *Analogic-Digital Converter*
- AmpOp – Amplificador Operacional
- ANOVA - *Analysis of Variance Test*
- AVE – Acidente Vascular Encefálico
- CEP – Comitê de Ética e Pesquisa
- CF – Centroide Físico
- CFn – Centroide Físico Normalizado
- CM – Centroide Matricial
- CMn – Centroide Matricial Normalizado
- CV – Coeficiente de Variação
- FSR – *Force Resistive Sensor*
- GND – *Ground* (Terra)
- HD-EMG – *High Density Surface Electromyography*
- M1 – Córtex Motor Primário
- MS – Ministério da Saúde
- MVC – *Maximum Voluntary Contraction*
- NNMF (ou NMF) – *Nonnegative Matrix Factorization*
- RMS – *Root Mean Squared*
- sEMG – Eletromiografia de Superfície
- SVM – *Support Vector Machine*
- TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
- VCC - Alimentação
- ZI – Zona de Inervação

1 Introdução

De acordo com o Ministério da Saúde, 2008, 25% dos casos novos de hanseníase possuem incapacidades do tipo 1, que são a diminuição ou perda de sensibilidade nas mãos, pés e/ou olhos, e tipo 2, que são acuidade visual menor que 0.1, lesões tróficas nos dedos e mão e pé caídos, dentre outros acometimentos. Pessoas que possuem hanseníase devem aprender novos hábitos que se ajustem à sua nova condição. As cirurgias de transferência de tendão e a fisioterapia pré e pós operatório ajudam o paciente a melhorar suas funções motoras, aliviam a dor, previnem deformidades e, com a ajuda de terapias de reabilitação, a realizar tarefas da vida diária.

Em muitos casos de outros tipos de doenças, como o Acidente Vascular Encefálico (AVE), por exemplo, o uso de tecnologias assistivas podem favorecer para atividades fisioterápicas mais lúdicas e confortáveis e, ainda, clinicamente efetivas para os pacientes e fisioterapeutas. O uso de jogos pode fazer com que o paciente se sinta mais motivado a realizar um exercício para a estimulação de determinada condição motora prejudicada pela doença (Burke et al., 2009). Jogos virtuais e outras tecnologias assistivas para reabilitação de pessoas acometidas pela doença de Hansen são praticamente inexistentes.

A análise dos sinais de eletromiografia de superfície é aplicada no estudo do controle da ativação muscular (Martinez et al., 2013). Os sinais de controle recebem estímulos provenientes de regiões distintas do córtex motor primário (M1) que chega aos músculos dos dedos responsáveis por suas movimentações (Celadon et al., 2016). Apesar de existirem regiões de representação cortical distintas para os dedos no CMP, estes não são ativados de maneira totalmente independente, especialmente quando a pessoa possui algum tipo de neuropatia (Hu et al., 2015).

A evolução da técnica da eletromiografia de superfície para o mapeamento da distribuição da ativação em uma maior área da superfície muscular (HD-EMG *high density* ou de alta densidade) proporcionou a quantificação de padrões de ativação dos músculos flexores e extensores dos dedos dos dedos (Dai & Hu, 2018), por meio de mapas de valor médio quadrático do sinal (*root mean square RMS*) (Merletti & Farina, 2016). Esses mapas permitem a identificação de áreas onde a amplitude do sinal

eletromiográfico foi máxima e também ajudam a selecionar os canais mais significantes em uma determinada tarefa (Martinez et al, 2012).

Diversos trabalhos foram desenvolvidos utilizando os mapas *RMS* para a extração de centroides de ativação de músculos flexores do antebraço (Merletti e Farina, 2016). A posição e o deslocamento dos centroides são parâmetros extraídos com o intuito de identificar coordenadas de ativação para identificação ou quantização de determinado movimento individual dos dedos (Celaron et al., 2016, Man et al., 2011, Gazzoni et al., 2014, Hu et al., 2015, Dai & Hu, 2018, Martinez et al., 2013, 2016, Merletti et al., 2008).

Estes trabalhos abordam a classificação de movimentos dos dedos em grupos de indivíduos saudáveis. Análises de sinais HD-EMG em movimentos individuais dos dedos da mão de indivíduos com hanseníase não foram encontrados na literatura.

Partindo deste problema, este trabalho propõe a criação de um jogo controlado por uma luva eletrônica que estimule o paciente e recrie uma sessão de reabilitação, específica dos movimentos dos dedos. Um protocolo para identificação de zonas de ativação dos músculos flexores de dedos será desenvolvido para a monitoração periódica da efetividade da reabilitação através da caracterização das coordenadas de centroides em áreas específicas de cada dedo.

2 Objetivos

2.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente trabalho é desenvolver um protocolo de avaliação da HD-EMG dos músculos flexores dos dedos para aplicação na reabilitação da dissociação dos movimentos dos dedos da mão.

2.2 Objetivos Específicos

- Comparar os sinais de EMG no movimento individual dos dedos;
- Mapear a ativação muscular por meio do centroide;
- Criar um *biofeedback* de força para orientar o paciente durante o teste e para servir como critério para a intensidade do sinal de sEMG; e
- Analisar o centroide de ativação para dissociação dos dedos;
- Utilizar da técnica do NMF para analisar se as sinergias podem ser um critério para classificação dos dedos.

3 Fundamentos Teóricos

Neste presente capítulo, serão discutidos a anatomia, a biomecânica e a cinésiofisiologia do antebraço e da mão humana. Esta fundamentação será importante para se entender os mecanismos responsáveis pelo movimento. Também ajudará a entender a escolha do local adequado para posicionamento da matriz de eletrodos. No primeiro subtópico trará os aspectos anatômicos do antebraço e da mão, no próximo subtópico serão abordados a mecânica do movimento e o próprio movimento em si, os tópicos seguintes trarão a contextualização de cirurgia e reabilitação de pessoas com a doença de Hansen e fundamentos da eletromiografia de superfície de alta definição.

3.1 Anatomia do Antebraço e da Mão

3.1.1 O antebraço

O antebraço é um segmento corporal que possui a extensão do cotovelo até o punho e é constituído de apenas dois ossos, o rádio e a ulna, que são unidos por uma membrana interóssea de tecido conjuntivo, como mostrada na figura 3.1. Essa membrana tem a responsabilidade de fixar alguns músculos do antebraço além de permitir o movimento de pronação e supinação do mesmo. O antebraço tem a função de aplicar forças e controlar, espacialmente, a posição da mão. Ele possui uma configuração tal que, os ventres musculares ficam mais distantes do local de ação, o que permite um melhor desenvolvimento do movimento, pois reduz o volume da mão. Por causa dessa configuração existem tendões mais longos que se estendem distalmente até o local de ação do movimento, sendo denominados como músculos extrínsecos (Moore et al, 2018).



Figura 3.1 – Indicação da membrana interóssea. Fonte: (Moore, 2014). Figura modificada pelo autor.

A divisão do antebraço em relação à funcionalidade dos músculos ocorre da maneira seguinte: os músculos flexores ficam na região anterior, enquanto os músculos extensores situam-se na região posterior, como mostra a figura 3.2. Os músculos flexores e pronadores são, em sua maioria, inervados pelo nervo mediano, como os músculos pronador redondo, flexor radial do carpo, palmar longo, e flexor superficial dos dedos, existe o inervado pelo nervo ulnar, músculo flexor ulnar do carpo, já os extensores e supinadores são inervados pelo nervo radial. Os flexores possuem o dobro do volume e da força dos extensores, e ambos se separam pelos ossos do rádio e da ulna e pela membrana interóssea (nos dois terços distais) (Moore et al., 2018).



Figura 3.2 – Músculos da vista anterior, à direita, e músculos da vista posterior, a esquerda. Fonte: Human body(male) 3D, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

Os flexores (figura 3.3) possuem uma organização em três camadas descritas abaixo.

1. **Camada Superficial:** possui um tendão comum que fixa os flexores de forma proximal. Os músculos que formam essa camada são:

Músculo pronador redondo, de característica fusiforme, sendo o mais lateral dos flexores. Tem sua origem no epicôndilo medial do úmero e processo coronoide da ulna. Sua inserção é na face lateral do rádio e sua

inervação é realizada pelo nervo mediano (C6-C7). Tem como função a pronação.

Músculo flexor radial do carpo, possui característica fusiforme, longo e se localiza na parte medial do músculo pronador redondo. Tem origem no tendão flexor comum do úmero e inserção nas bases do segundo e terceiro metacarpos. O nervo responsável por sua inervação é o nervo mediano (C6-C7). É responsável pela flexão e abdução do punho e seu tendão é guia para a artéria radial.

Palmar Longo, é, também, fusiforme, pequeno e possui um tendão longo, que é um guia para o nervo mediano do punho. Tem origem no tendão flexor comum e inserção no retináculo dos flexores e aponeurose palmar. É inervado pelo nervo mediano (C7-T1) e sua função é suportar a aponeurose palmar.

Flexor ulnar do carpo, é o mais medial dos flexores, sua função é fazer com que o punho e mão façam os movimentos de flexão e adução simultâneos. É inervado pelo nervo ulnar (C7-T1). Tem sua origem no epicôndilo medial do úmero e do olécrano da ulna e sua inserção no osso pisiforme, no hêmulo do hamato e na base do quinto metacarpo.

2. **Camada Intermediária:** é formada por um único músculo, o **flexor superficial dos dedos**. É o maior músculo do antebraço e dá origem a quatro tendões que passam profundamente através do túnel do carpo até os dedos. Flete as falanges médias dos quatro dedos mediais e as falanges proximais. Possui a habilidade de fletir, separadamente, cada dedo que serve. Tem origem no epicôndilo medial do úmero, processo coronoide da ulna e tuberosidade radial e sua inserção é de cada lado das falanges médias do segundo ao quinto dedo. É inervado pelo nervo mediano (C7-T1)

3. **Camada Profunda:** formada por três músculos.

Flexor profundo dos dedos, único que flete as interfalângicas distais dos dedos, isso após o flexor superficial ter fletido as falanges médias. Só

consegue flexionar, de forma independente, o dedo indicador. Seus tendões conseguem fletir a articulação metacarpofalângicas e a articulação do punho. Tem origem na metade proximal da face anterior da ulna e membrana interóssea e inserção na face palmar das falanges distais do segundo ao quinto dedos. Sua inervação é realizada pelos nervos mediano (C8-T1), segundo e terceiro dedos, e ulnar (C7-T1), quarto e quinto dedos.

Músculo do flexor longo do polegar, reveste a parte interior do rádio e fixa-se distalmente o músculo supinador. Tem a função de fletir a falange distal do polegar e ajudar na flexão articular do punho. Tem origem na face anterior do rádi e membrana interóssea e inserção na face palmar da falange distal do polegar. É innervado pelo nervo mediano (C8-T1).

Músculo pronador quadrado, tem a função de fazer a pronação do antebraço e é o único que possui suas extremidades fixadas em dois ossos diferentes (ulna e rádio). Esse músculo é o agonista da pronação e é auxiliado, quando necessita de velocidade e força, o pronador redondo. Tem origem no quarto distal da superfície anterior da ulna e inserção no quarto distal da superfície anterior do rádio. Sua inervação é dada pelo nervo mediano (C8-T1) (figura 3.4).

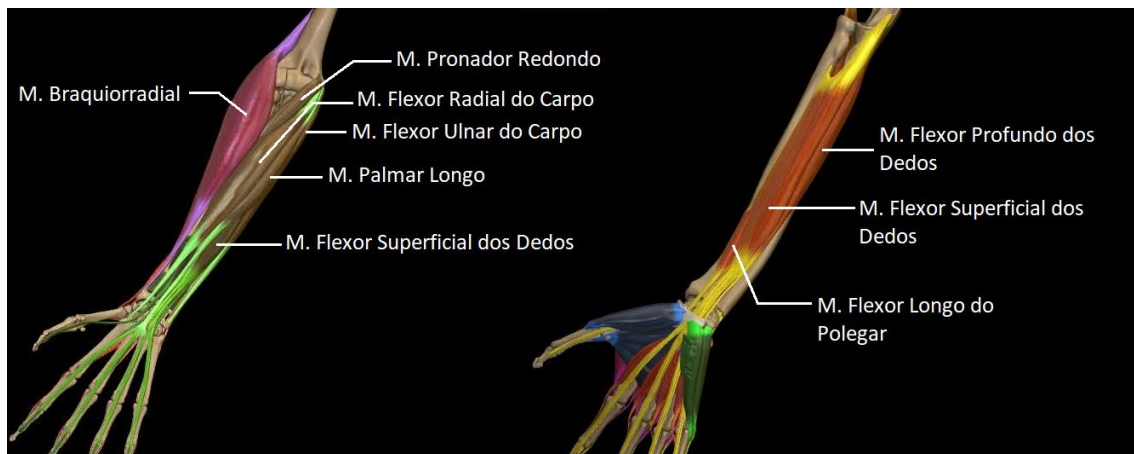


Figura 3.3 – Distribuição espacial dos músculos flexores superficiais, à esquerda, e dos músculos flexores profundos, à direita. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.



Figura 3.4 – Localização espacial do músculo pronador quadrado. Fonte: Sobotta Anatomy, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

Os músculos superficiais e intermediários possuem uma característica de cruzar a articulação do cotovelo, enquanto os músculos profundos não. Todos os músculos são inervados pelos nervos mediano e ulnar. Uma observação é que os músculos flexores longo dos dedos (superficial e profundos) também atuam na flexão as articulações do punho. Também, os flexores mais profundos possuem ação lenta, quando precisam de velocidade e de força, recebem a ajuda dos músculos flexores superficiais (Neumann, 2011).

Existe um músculo que atua somente no antebraço, e é responsável por fletir o antebraço no cotovelo, que é o **músculo braquiorradial** (figura 3.3). É um músculo fusiforme e superficial e age em movimentos rápidos ou quando existe uma resistência na flexão do antebraço. O braquiorradial e o **supinador** (músculo que faz a supinação do antebraço) são os dois únicos músculos incapazes de atuar no punho, pois não o atravessam.

O músculo supinador é um músculo profundo da fossa cubital e age como agonista para uma supinação lenta do antebraço, sem nenhum tipo de resistência atuante. Age com o **bíceps** caso precise de uma supinação mais rápida.

Os músculos extensores (figura 3.5) são todos inervados pelo nervo radial e seus tendões são presos pelo retináculo dos músculos extensores, que fica na região do punho. Quanto a organização dos músculos extensores, possuem três grupos.

1. Músculos que estendem e abduzem a mão. São eles:

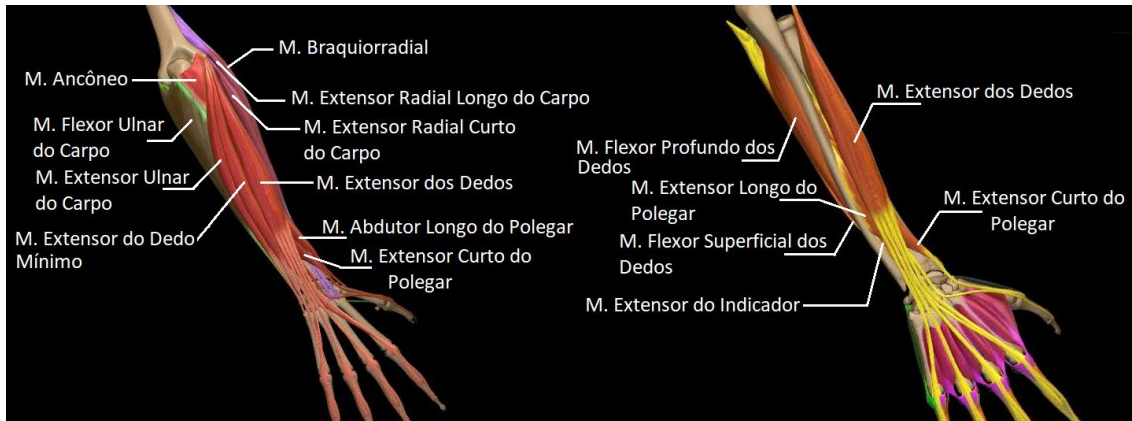


Figura 3.5 – Distribuição espacial dos músculos extensores superficiais, à esquerda, e dos músculos extensores e flexores profundos, à direita. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

Extensor radial longo do carpo, é um músculo fusiforme, que se encontra abaixo do músculo braquiorradial, e é responsável por estender o punho. Seus tendões se cruzam com os músculos abductor curto do polegar e extensor curto do polegar. Tem origem na abaixo da crista supracondilar lateral do úmero e inserção na face posterior do segundo metacarpo. Sua inervação é dada pelo nervo radial (C6-C7).

Extensor radial curto do carpo, atua, juntamente com o extensor radial longo do carpo para abduzir e estender a mão. Porém, pode atuar com outros músculos como, por exemplo, com o extensor ulnar do carpo, onde realiza o movimento de estender a mão, com o flexor radial do carpo, para abduzir a mão. É um músculo importante pois quando existe alguma flexão dos dedos mediais que demanda uma maior força, ele é um agente estabilizador para o punho, dando mais firmeza no movimento. Tem origem no tendão extensor comum dos extensores superficiais no picôndilo lateral do úmero e inserção na face posterior da base do terceiro metacarpo. Sua inervação é realizada pelo nervo radial (C7-C8).

Extensor ulnar do carpo, é um músculo fusiforme e longo que fica na parte ulnar do antebraço. É um músculo que atua em conjunto com os

extensores radiais longo e curto do carpo para estender a mão e com o flexor ulnar do carpo para aduzir a mão. É outro músculo importante para erguer o punho. Tem origem no epicôndilo lateral do úmero e inserção na base do quinto metacarpo. Sua inervação é dada pelo nervo radial (C6-C8).

2. Músculos extensores dos quatro dedos mediais. São eles:

Extensor dos dedos, seus tendões se unem com o tendão do músculo extensor do indicador e passam pelo retináculo dos músculos extensores profundamente, restringem a extensão de cada dedo independente e os impedem um dedo de fazer flexão total enquanto outro está em extensão total. É o principal músculo para fazer a extensão dos quatro dedos mediais. Possui origem no epicôndilo lateral do úmero e inserção nas falanges média e distal do segundo ao quinto dedo. Seu nervo é o nervo radial (C7-C8).

Extensor do indicador, é um músculo alongado e está localizado de forma medial ao extensor longo do polegar. É importantíssimo para garantir que o dedo indicador tenha seus movimentos de forma independente, podendo agir sozinho ou em conjunto com o extensor dos dedos para o estender e também auxilia na extensão da mão. Possui origem na face posterior da diáfise da ulna e membrana interóssea e inserção no tendão do extensor comum do segundo dedo. A inervação é dada, também, pelo nervo radial (C7-C8).

Extensor do dedo mínimo, é fusiforme e seu tendão atravessa uma parte separada do retináculo dos músculos extensores, divide-se em duas partes: uma lateral, que se une ao tendão do extensor dos dedos e outra que se fixa para a expansão dorsal do dedo mínimo. Atua na extensão da mão. Tem origem no epicôndilo lateral do úmero e inserção no tendão extensor comum para o quinto dedo. Sua inervação é dada pelo nervo radial (C7-C8).

3. Músculos extensores ou abdutores do polegar. São eles:

Abdutor longo do polegar, é um músculo fusiforme, profundo e é localizado na parte distal do músculo supinador (origem na face posterior do rádio e da ulna e membrana interóssea e inserção na primeira metacarpal). Atua conjuntamente com o abdutor curto do polegar para a abdução do polegar e com os extensores do polegar para a extensão do mesmo. Seu tendão segue juntamente com o tendão do músculo extensor curto no retináculo dos músculos extensores. Possui uma característica peculiar: emerge no punho como um músculo superficial, mesmo sendo profundo. Possui inervação do nervo radial (C7-C8).

Extensor curto do polegar, é fusiforme e está localizado na parte distal do abdutor longo do polegar (com origem na face posterior do rádio e membrana interóssea e inserção na face dorsal da falange proximal do polegar). Seu tendão é paralelo, maior e medial ao tendão do abdutor longo do polegar. Flete a falange proximal do polegar, estende e abduz a mão. Sua principal característica é que quando o polegar é completamente estendido é possível ver seu tendão sobressair as cavidades que surgem. Inervado pelo nervo radial (C7-C8) (figura 3.7 (F)).

Extensor longo do polegar, também tem a característica de ter um tendão visível ao se estender completamente o polegar. Possui dois tipos de movimentos, adução do polegar estendido e a rotação lateral. Seu tendão passa pelo retináculo dos músculos extensores por seu próprio túnel, e maior e mais longo que o extensor curto do polegar. Tem origem na face posterior do 1/3 médio da ulna e membrana interóssea e inserção na falange distal do polegar. Seu nervo é o nervo radial (C7-C8).

3.1.2 A mão

A mão é o membro extremo situado na parte distal do antebraço. O punho está situado na junção entre a mão e antebraço. Seu esqueleto é formado pelos ossos carpais, encontrados no punho, metacarpais, encontradas na mão e falanges, encontrados nos dedos (figura 3.6).

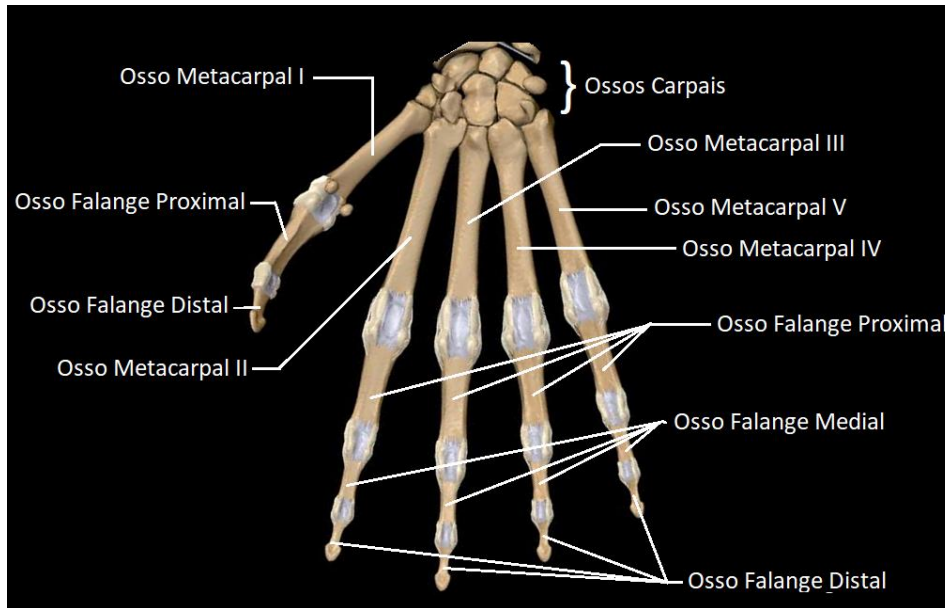


Figura 3.6 – Ossos dos dedos e dos punhos. Notar que o polegar não possui falange medial. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

Dentre as atividades mais importantes que a mão realiza estão o **movimento livre**, a **preensão**, o **manuseio de precisão** e a **pinça** (Moore et al., 2018) (figura 3.7). A posição de movimento livre, também conhecida como posição de repouso, é quando a mão não está realizando nenhum tipo de movimento e é muito usada quando acontece algum tipo de fratura onde se é necessário imobilizar o punho e a própria mão. A posição de preensão é utilizada em três casos diferentes. Um caso é quando precisa-se envolver o objeto com a palma da mão, se força os dedos contra a palma, muito utilizada, por exemplo, para segurar objetos cilíndricos. De acordo com Moore et al., 2018, esse tipo de movimento chama-se **preensão palmar**. Outro tipo de caso acontece quando os dedos têm flexões em diferentes graus, dependendo do tipo de objeto, que formam um tipo de gancho para segurar estes objetos. Esse movimento é a **preensão em gancho** e é o que consome menos energia dentre todos os outros. O terceiro tipo de preensão é a **preensão de precisão**, onde se necessita de um controle mais fino dos dedos. Nesse tipo de preensão os músculos flexores e extensores longos dos dedos trabalham para manter o punho e os dedos de forma a ficarem firmes enquanto os músculos intrínsecos da mão realizam o movimento. A pinça acontece quando o objeto sobre uma compressão entre um dos dedos e o polegar.

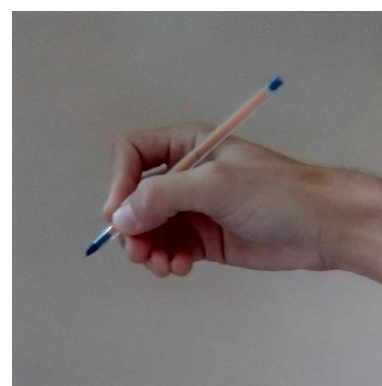
Para a realização dessas atividades a mão conta com uma série de músculos, localizados em compartimentos conhecidos como compartimento tenar, onde são encontrados os músculos abductor curto do polegar, flexor curto do polegar e oponente do polegar, o compartimento adutor, onde se encontra o músculo adutor do polegar, o compartimento hipotenar, onde se encontram os músculos abductor do dedo mínimo, flexor curto do dedo mínimo e oponente do dedo mínimo, o compartimento central, onde estão os músculos curtos da mão e os tendões dos músculos flexores longos, e o compartimento interósseo, onde se encontram os músculos interósseos (Moore et al., 2018).



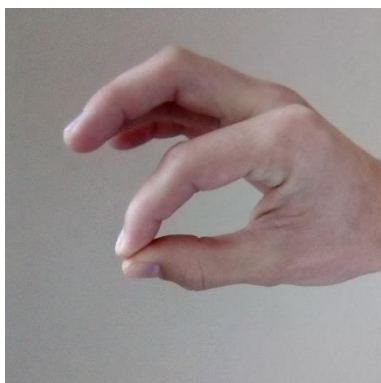
(A)



(B)



(C)



(D)



(E)



(F)

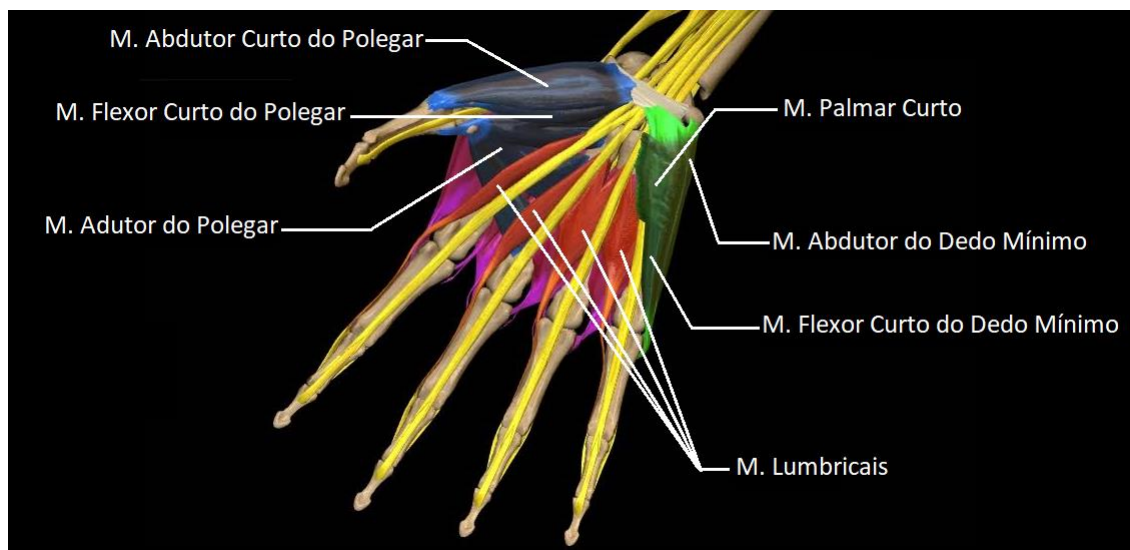
Figura 3.7 – Posições Funcionais da mão e tendões do polegar. (A) Preensão palmar, (B) Preensão em gancho, (C) preensão de precisão, (D) Pinça, (E) Movimento Livre e (F) Tendões dos músculos extensores do polegar, curto e longo. Fonte: elaborado pelo autor.

Os músculos localizados na mão, são denominados músculos intrínsecos e os músculos do compartimento tenar tem a função de oposição do polegar, atividade muito importante para movimentos mais precisos. O osso metacarpal I possui alto grau de liberdade e é independente, possuindo uma grande quantidade de músculos para sua ação (figura 3.8, (A) e (C)). Os músculos encontrados nesse compartimento são: **músculo abductor curto do polegar**, tem a função de abduzir o polegar e auxiliá-lo na rotação medial da falange proximal; **músculo flexor curto do polegar**, possui dois ventres, a cabeça superficial maior tem a inervação dada por um ramo do nervo mediano e a cabeça profunda menor é inervada pelo ramo palmar do nervo ulnar. Tem a função de oposição do polegar e de fletir o polegar; e, **músculo oponente do polegar**, que também faz a oposição do polegar, flete e gira o osso metacarpal I, movimento de pegar um objeto. É um músculo quadrangular e está localizado lateralmente do flexor curto do polegar e profundamente ao abductor curto do polegar (Moore et al., 2018).

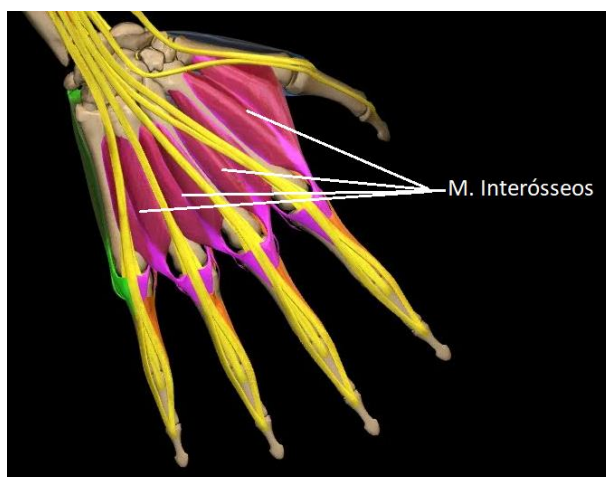
No compartimento adutor só é encontrado o **músculo adutor do polegar** (figura 3.8, (A), (C)), é um músculo que aduz o polegar e o move para a palma da mão, realizando o movimento de preensão. Possui duas cabeças de origem e é separado pela artéria radial.

No compartimento hipotenar estão os músculos responsáveis por mover o dedo mínimo, são eles: **músculo abductor do dedo mínimo** (figura 3.9), é o mais superficial do compartimento hipotenar, abduz o dedo mínimo e ajuda a fletir a falange proximal deste dedo; **músculo flexor curto do dedo mínimo**, está localizado na parte lateral do abductor do dedo mínimo e tem a responsabilidade de fletir a falange proximal do mínimo; **músculo oponente do dedo mínimo**, tem a responsabilidade de deslocamento anterior do dedo mínimo e fazer a rotação lateral do osso metacarpal V, é um músculo com característica quadrangular (Moore et al., 2018).

Existe também o **músculo palmar curto** (figura 3.9), que auxilia a preensão palmar, cobre e protege o nervo e artéria ulnar. Está localizado na parte subcutânea do compartimento hipotenar, mas não pertence a este compartimento.



(A)



(B)



(C)

Figura 3.8 – Localização espacial dos músculos dos compartimentos tenar, adutor, hipotenar, central e interósseo. (A) Músculos superficiais, (B) Compartimento Interósseo e (C) Músculos, superficiais e profundos do compartimento tenar. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

No compartimento central estão localizados os músculos curtos da mão, os **músculos lumbricais** (figura 3.8, (A)). Estes são responsáveis por fletir os dedos nas articulações metacarpofalângicas e estender as articulações interfalângicas. Existem, ao todo, nesse compartimento, quatro músculos (Moore et al., 2018).

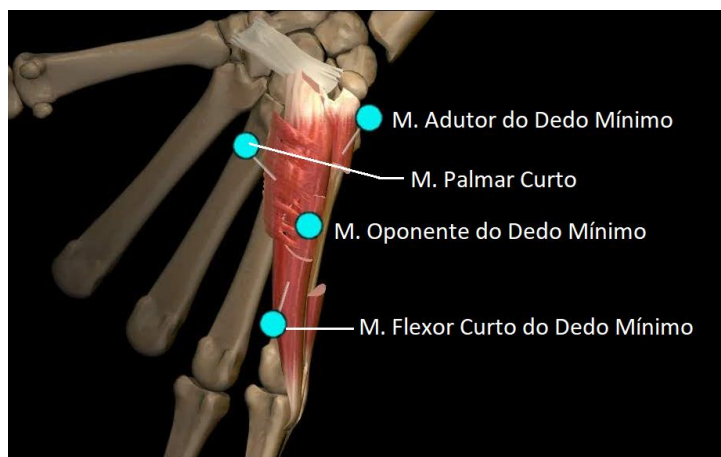


Figura 3.9 – Músculos do compartimento hipotenar. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

No compartimento interósseo, existem quatro músculos entre os ossos metacarpais, três deles na face palmar, chamados **músculos interósseos dorsais** (figura 3.8, (B)). Têm a função de abduzir os dedos. Ao agir junto com o músculo palmar e os lumbricais fazem com que a mão faça a posição de garra entre os quatro dedos.

3.2 Aspectos do Movimento do Punho e Mão

3.2.1 Punho

Para a mão poder chegar até um determinado objeto e o pegar é necessário uma série de movimentos dos membros superiores para levar o ponto onde se localiza a mão até o ponto onde se localiza o objeto em questão. Esses movimentos são combinações de movimentos do ombro, braço, cotovelo, pulso e a própria mão. Todo o movimento da mão no espaço começa pelo movimento do ombro que sustenta todo o peso e impactos do membro e do objeto, passa pelo cotovelo, que rotaciona o antebraço para fazer com que a mão fique na posição desejada, pelo punho que proporciona a estabilidade para a mão e pela própria mão e dedos que executa a tarefa (Neumann, 2011).

O presente texto vai se tratar do movimento executado pelo punho e pela mão, mas também, quando necessário, citará os papéis dos ombros e cotovelo para a atuação de determinada ação.

O punho é formado por vários ossos, chamados ossos do carpo (ou carpais) (figura 3.6 e figura 3.10). É importante na estabilização da mão, faz com que a mão mude de localização e orientação, em relação ao antebraço, e faz a transmissão de forças da mão para o antebraço. Já a mão é importante para realizar funções de manipulação de objetos e apoio ao corpo, sendo o *end effector* dos membros superiores. É formada por 19 ossos e 14 articulações, que se movimentam de um modo ímpar e grande capacidade de adaptação (Nordin & Frankel, 2012).

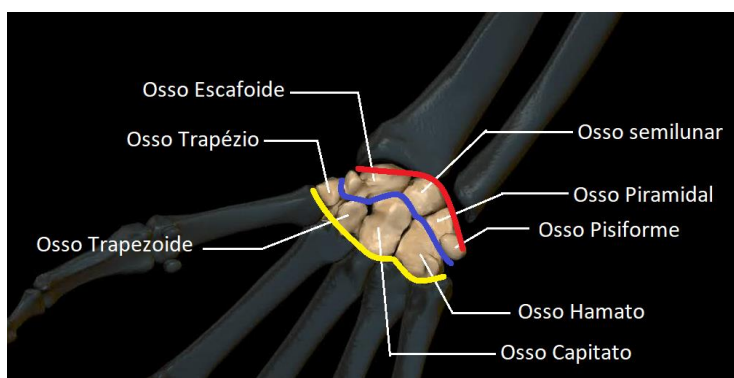


Figura 3.10 – Descrição e localização espacial dos ossos do carpo, vista anterior. Indicação das articulações do punho: em vermelho as articulações radiocarpais, em azul as articulações intercarpais e em amarelo as articulações carpometacarpal. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

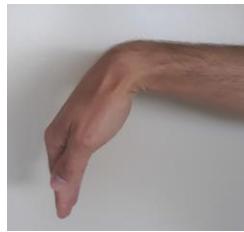
A posição neutra, anatômica, do punho encontra-se com a mão alinhada com o antebraço. Quando a mão está com a palma virada para baixo e se realiza um movimento para baixo da mão, diz-se que houve uma flexão de punho. Quando a mão vai para mais acima da posição neutra, diz-se que houve uma extensão de punho. Os movimentos de flexão e extensão levam a mão para, respectivamente, 90 graus e 70 graus e existem 25 graus de desvio radial (abdução) e 35 graus de desvio ulnar (adução) (Nordin & Frankel, 2012) (figura 3.11).

As articulações do punho possuem duas divisões, as articulações radiocarpais e as articulações intercarpais (figura 3.10). A primeira está localizada no fim da parte distal do rádio até o processo estilóide da ulna, porém, a ulna não possui ação nessa articulação. A extremidade distal do rádio e o disco da articulação radioulnar distal se articulam com a fileira proximal de ossos carpais, exceto com o osso pisiforme. As articulações intercarpais são articulações que ficam entre os ossos carpais da fileira

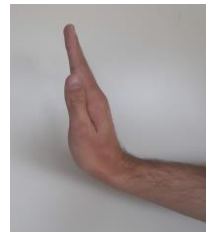
proximal e os ossos da fileira distal, são classificadas como articulações planas (Nordin & Frankel, 2012).



(A)



(B)



(C)



(D)



(E)

Figura 3.11 – Posições articulares da mão. (A) Posição neutra, ou anatômica, com a mão alinhada com os ossos do antebraço, também conhecida como posição de mão estendida; (B) posição de flexão, com a mão abaixo da linha de neutralidade; (C) posição de extensão, mão acima da linha de neutralidade; (D) posição de abdução, ou desvio radial, e (E) posição de adução, ou desvio ulnar. Fonte: elaborado pelo autor.

As articulações radiocarpais são movimentadas pelos músculos do antebraço da seguinte maneira: a flexão é causada pelos músculos flexores radial do carpo, ulnar do carpo, dos dedos e do polegar, e também pelos músculos palmar longo e abductor longo do polegar; já as articulações do movimentos de extensão são movidas pelos músculos extensor radial longo do carpo, radial curto do carpo, ulnar do carpo, dos dedos e do polegar; as articulações responsáveis pela abdução são movidas pelos músculos flexor radial do carpo, abductor longo do polegar, extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo; e, por fim, o movimento das articulações responsáveis pela adução são dadas, simultaneamente pelos músculos flexor ulnar do carpo e flexor ulnar do carpo (Neumann, 2011).

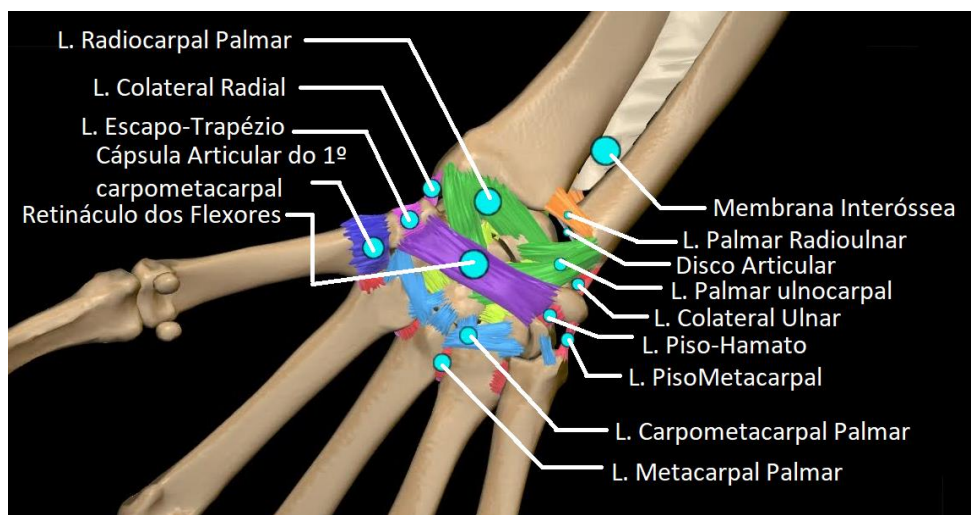


Figura 3.12 – Vista anterior da localização espacial dos ligamentos existentes na mão.

Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

Os ligamentos das articulações radiocarpais possuem força e direção para que a mão acompanhe o rádio na supinação. Existem ao todo quatro ligamentos: **ligamentos radiocarpais palmares**, **ligamentos radiocarpais dorsais**, **ligamento colateral ulnar** e **ligamento colateral radial** (figura 3.12). O ligamento radiocarpal palmar é o ligamento mais grosso e de maior resistência, o que faz com que ele se torne o melhor ligamento para ser esticado e/ou torcido. É ele que limita o movimento de extensão do punho. O ligamento responsável pela limitação da flexão do punho é o ligamento

radiocarpal dorsal. Os ligamentos colaterais ulnar e radial servem para reforçar a cápsula articular.

3.2.2 Mão

A peça chave do membro superior é a mão. Composta por cinco dedos e dezenove ossos, a mão é utilizada para a realização de atividades simples e complexas no dia a dia de uma pessoa. Sua estrutura começa na articulação carpometacarpal, abrangendo os ossos trapézio, trapezoide, capitato e hamato (figura 3.10) (Moore et al., 2018).

A mão possui, ao todo, cinco articulações: a **carpometacarpal**, que liga os ossos metacarpais ao punho, a **metacarpofalangeal**, ligam os metacarpos e as falanges proximais dos dedos, a **interfalângicas**, que são as articulações entre as falanges (figura 3.13) (Moore et al., 2018).

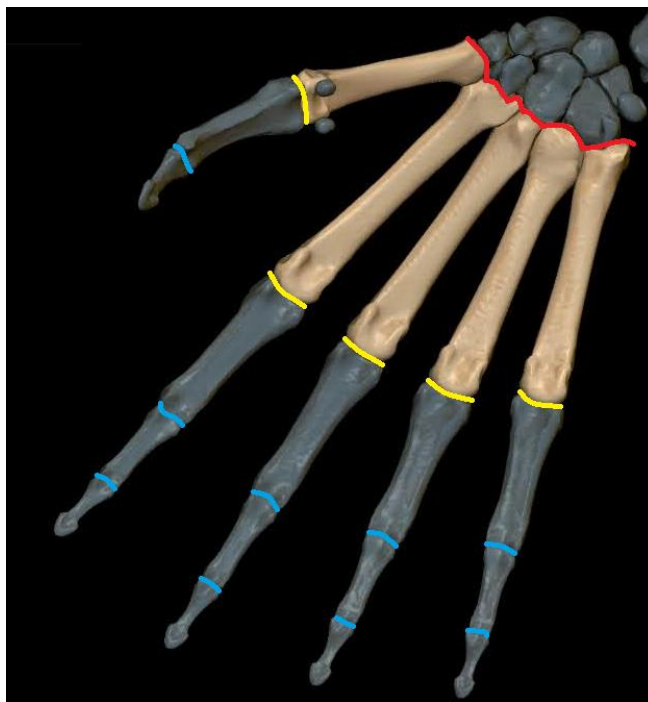


Figura 3.13 – Localização espacial das articulações carpometacarpal (vermelho), metacarpofalangeal (amarelo) e interfalângicas (azul claro). Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

O polegar é um dedo especial, pois somente tem uma única articulação interfalangeal, pelo fato de só possuir duas falanges (proximal e distal). Outra diferença

do polegar em relação aos outros dedos é que sua articulação carpometacarpal é elíptica, o que permite o movimento do polegar nos três eixos de ação (Nordin & Frankel, 2012). Seus movimentos de extensão e flexão ocorrem no plano perpendicular ao da palma da mão, assim como a adução e abdução, que ocorrem no plano paralelo ao plano da mão.

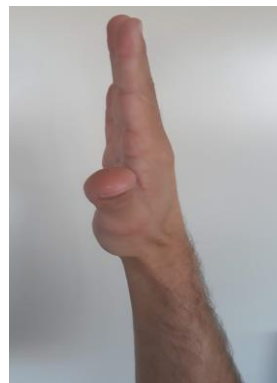
Os dedos são enumerados do 1 ao 5, na seguinte ordem: primeiro é o polegar, o segundo é o indicador, o terceiro é o médio, quarto o anelar e o quinto é o mínimo (Nordin & Frankel, 2012). As articulações do indicador, médio, anelar e mínimo são as carpometacarpais, tem um grau de liberdade a menos que as do polegar. A exceção é o dedo mínimo, que possui um pequeno grau de oposição em comparação com os outros três dedos e semelhante ao polegar. Os movimentos que as articulações intercarpais permitem são a flexão e extensão, no plano perpendicular da palma da mão, e abdução e adução, no plano paralelo à palma (figura 3.14).

O ligamento do retináculo dos músculos flexores (figura 3.12) tem a importante função de manter os tendões dos músculos flexores dos dedos seguro junto a mão, caso haja alguma flexão dos dedos. Sem ele, ao se realizar o movimento de flexão dos dedos, os tendões iriam se separar dos ossos do carpo formando um fenômeno denominado de “corda de arco” (Moore et al., 2018). Outra estrutura é a **bainha fibrosa** (figura 3.15), que são camadas fibrosas tubulares que envolvem e direcionam os tendões flexores.

As articulações dos dedos possuem uma faixa de flexão e extensão. Essa faixa varia de acordo com o dedo a ser analisado. No quarto e quinto dedo, por exemplo, a faixa de flexão-extensão varia de 10° a 15° na junta carpometacarpal, já no quinto dedo essa faixa varia de 20° a 30°. Nas articulações entre as falanges mediais e as proximais (metacarpofalangial) o movimento de flexão-extensão varia até 70° a 90°, nas articulações interfalangial proximal, que são as articulações encontradas entre a falanges proximais e mediais, essa faixa ultrapassa os 100° de variação de movimento e nas articulações interfalangial distal, encontradas entre as falanges mediais e distais, o movimento chega em média a 90° de variação (Nordin & Frankel, 2012) (figura 3.16).



(A)



(B)



(C)



(D)



(E)

Figura 3.14 – Movimentos de flexão (A), extensão (B), adução (C), abdução (D) e intrinsec plus (flexão em 90° das articulações metacarpo falangeanas e extensão das articulações interfalangeanas proximais e distais) (E) dos dedos da mão. Fonte: elaborado pelo autor.

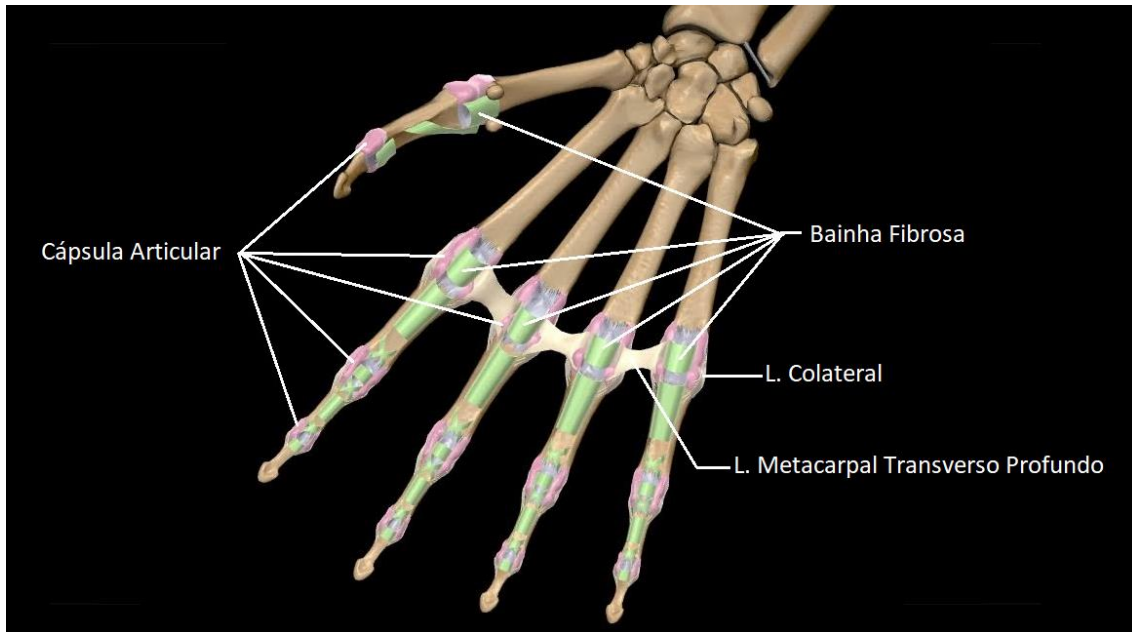


Figura 3.15 – Estruturas componentes das articulações dos dedos. Fonte: AnatomyLearning, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

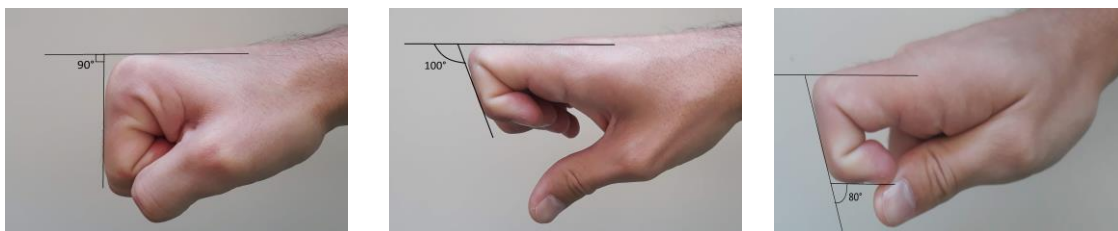


Figura 3.16 – Angulação das articulações dos dedos. Da esquerda para a direita ângulos das articulações das falanges de 90°, 100° e 80°, aproximadamente. Fonte: elaborado pelo autor.

3.3 Eletromiografia de Superfície de Alta Densidade (HD-EMG)

3.3.1 Conceitos básicos

A eletromiografia de superfície (sEMG) é um método não invasivo para a detecção de atividades elétricas dos músculos durante sua ativação. Essa atividade

muscular captada é o somatório da ativação de potenciais de ação de várias unidades motoras, que estão envolvidas no processo. Uma **unidade motora** é uma entidade formada por um único neurônio motor e pelas fibras musculares por ele inervadas. O tamanho da força de uma contração muscular depende do número de unidades motoras recrutadas e da frequência de disparo dessas unidades, isso varia de músculo para músculo e da tarefa imposta (Garcia e Vieira, 2011).

Existem, basicamente, três tipos de configurações para aquisição de sinais de sEMG, a primeira é a **configuração monopolar** (figura 3.17, (A)), quando o potencial elétrico detectado é o da região sob o eletrodo. Neste modo, é necessário utilizar um eletrodo de referência. Essa referência deve ser longe dos eletrodos que adquirem o sinal do músculo desejado. Neste modo existem interferências provenientes de outras fontes, que não são geradoras do potencial. A segunda é a **configuração bipolar** (figura 3.17, (B)), cujo sinal passa por um diferenciador, que faz a diferença entre dois canais monopolares do sEMG, e o sinal resultante é menos sensível às interferências externas, por exemplo, ruídos comuns aos dois canais.

Um problema nesse caso é que, dependendo da posição, podem ocorrer erros de aquisição pela proximidade com zonas de inervação do músculo. A **zonas de inervação (ZI)** é uma região dos músculos onde penetram os axônios do neurônio motor. Ao ser ativado, o neurônio motor faz a despolarização do sarcolema e essa onda move-se em ambas as direções da fibra, tridimensionalmente. Logo, o potencial de ação que sai do neurônio motor viaja em ambas as direções de forma semelhante (figura 3.18), fazendo com que o sinal captado de um lado da ZI seja praticamente igual ao sinal captado pelo outro lado. Atualmente existem diversas técnicas e referências bibliográficas que evitam esse problema das zonas de inervação (Merletti et al., 2010).

O terceiro tipo de configuração é o de **alta densidade (HD-EMG)** consiste em um agrupamento de vários eletrodos, em vetores ou matrizes (figura 3.19). Vantagens do HD-EMG é que as zonas de inervação são detectáveis e podem ser traduzidas na forma de imagens (Merletti et al., 2016). Além disso, informa o tamanho das fibras musculares, velocidade de condução dos potenciais de ação e outras propriedades musculares (Garcia e Vieira, 2011).

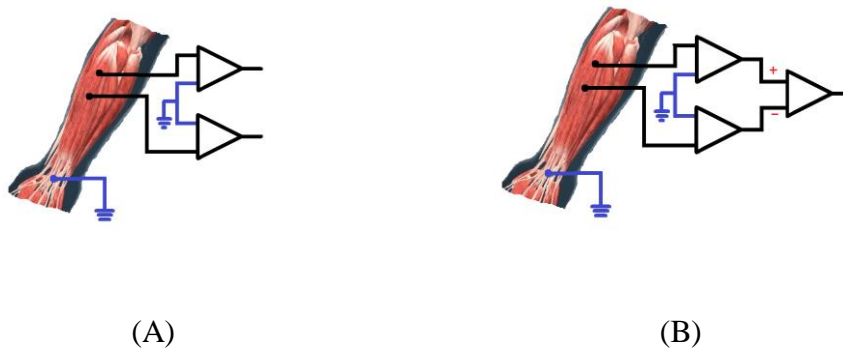


Figura 3.17 – (A) Esquema de configuração para aquisição de um sinal monopolar e (B) esquema de um sistema bipolar. A referência está representada em azul e deve ser única para todo o sistema, normalmente com o eletrodo de referência posicionado em uma articulação ou estrutura óssea do corpo. Fonte: Human body(male) 3D, aplicativo gratuito. Figura modificada pelo autor.

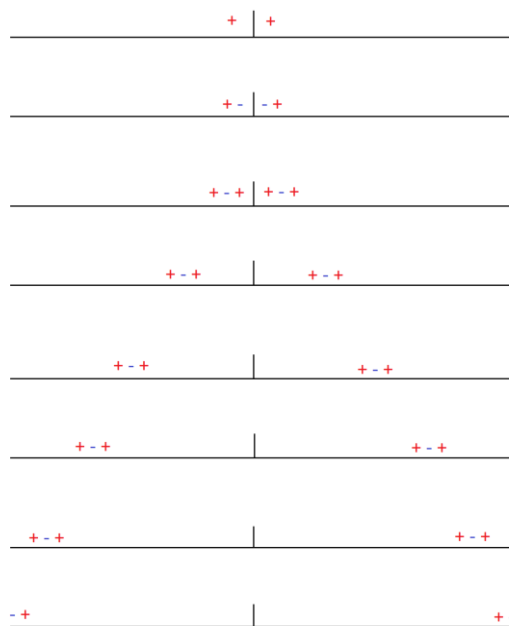


Figura 3.18 – Exemplo, bidimensional, de uma propagação temporal de um potencial de ação em uma fibra muscular. Cada linha horizontal representa uma fibra muscular. A linha vertical representa uma zona de inervação e cada sinal de menos representa a despolarização do sarcolema. Fonte: elaborado pelo autor.

A figura 3.20 mostra um exemplo de aquisição com um vetor de eletrodos. Os eletrodos, tanto do vetor quanto da matriz, devem estar alinhados com as fibras musculares. Quanto mais próximo o sinal está de tendões mais atenuado será o sinal, o nome desses tipos de sinal é potencial de fim de fibra. Um eletrodo que se encontra em cima de uma zona de inervação não capta sinal.

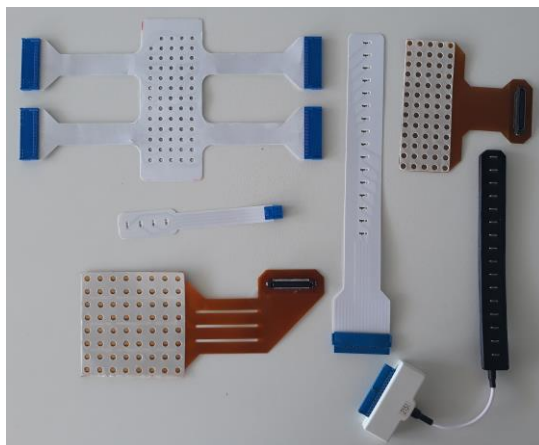


Figura 3.19 – Exemplos de eletrodos para aquisição de HD-EMG. Na foto, da esquerda para a direita e de cima para baixo, respectivamente, matriz de 64 canais retangular, vetor de 16 canais, matriz 64 canais, vetor de 4 canais, vetor seco de 16 canais, matriz de 64 canais quadrada. Fonte: elaborado pelo autor.

Ao se coletar um sinal de sEMG é importante ter em mente que o sinal sofre várias atenuações, causadas por diversos fatores. Um desses fatores é o local de geração dos potenciais de ação, que pode acontecer em regiões profundas do músculo fazendo com que o sinal se disperse, ou até mesmo mude, até chegar na superfície da pele. Esse fator só é minimizado utilizando um eletrodo invasivo (agulha). (Merletti et al., 2010)

Outro fator é a interface eletrodo-pele, já que possui uma camada de pelos e estrato córneo (células mortas) que aumentam o ruído e a impedância da pele e fazem com que o sinal se atenua. Essa situação é contornada preparando a pele antes da coleta, com tricotomia do local onde serão fixados os eletrodos, lavando com álcool ou outras substâncias hipoalérgicas (água destilada, por exemplo), o ideal é esfregar bem a pele com uma gaze, ou uma esponja, para remoção de toda a camada de células mortas. Logo após esse procedimento, é importante seca-la com algodão ou gaze (Merletti et al., 2010).

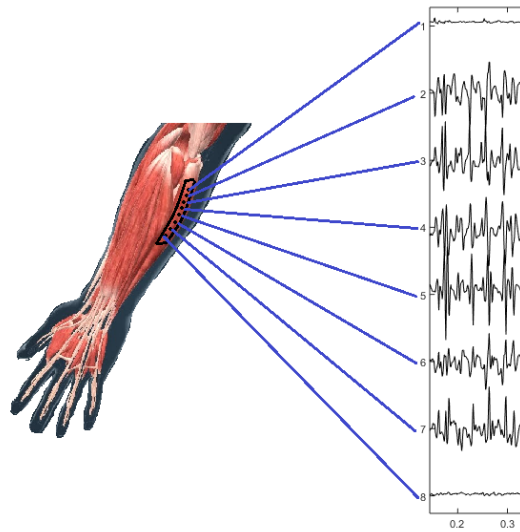


Figura 3.20 – Esquema que mostra exemplos de sinais de Hd-EMG que foram coletados, no modo monopolar, a partir de um vetor posicionado em um músculo qualquer do antebraço. Note que sinais próximos à zonas de inervação e zonas tendíneas têm amplitudes desprezíveis, comparadas aos demais eletrodos. Fonte: elaborado pelo autor.

As etapas básicas envolvidas em um processo de aquisição de qualquer tipo de sinal de eletromiografia são as mesmas: amplificação do sinal, filtros analógicos (anti-aliasing) e conversão analógico digital (Merletti et al., 2010).

3.4 Non-Negative Matrix Factorization (NNMF)

4 Revisão Bibliográfica

4.1 HD-EMG e movimentos da mão

Os sinais de eletromiografia de alta densidade são amplamente utilizados para análises de controle muscular em movimentos e posturas para estudos cinesiológicos, em construção de próteses, em reabilitação, etc. (Martinez et al., 2012). Essas análises são feitas extraindo-se características dos sinais de eletromiografia que ajudam a interpretar as propriedades físicas da ativação muscular (Merletti et al., 2008).

Diversos trabalhos se propõem a estimar mapas de atividade muscular da mão, quando executada uma contração dos músculos localizados no antebraço para flexão e extensão dos dedos (Gazzoni et al., 2014, Martinez et al., 2012, Muccli et al., 2012 e Martinez et al., 2013). Por meio destes mapas de ativação, é possível quantificar, por meio de eletrodos localizados no antebraço, espacialmente, onde foram as zonas mais ativadas do músculo que realizou o trabalho (Gallina & Botter, 2013).

O mapeamento de zonas ativas acontece quando os valores *RMS* são extraídos dos canais da matriz de eletrodos e normalizados pelo valor máximo (Martinez et al., 2012 e Dai & Hu, 2018). Os valores normalizados, então são utilizados para a criação de um mapa de cores (figura 4.1) que indica qual parte da matriz de eletrodos foi mais ativada durante àquela contração muscular.

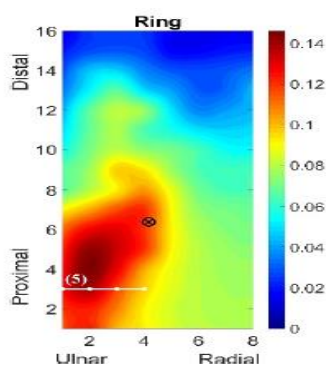


Figura 4.1 – Exemplo do mapa de cor gerado por Dai & Hu, 2018, com o centroide (em preto) e a zona de inervação (linha branca) para o dedo anelar. Fonte: (Dai e Hu, 2018).

Trabalhos como Hu et al., 2015, Man et al., 2011, Celadon et al., 2016 e Dai & Hu, 2018, também utilizam mapas de zonas de ativação para extração de um descritor chamado centroide, e pode ser aplicado para diferenciar movimentos dos dedos individualmente. A extração do centroide ocorre a partir de somas ponderadas dos valores de *RMS* e as coordenadas dos eletrodos (equações 4.1 e 4.2). O centroide indica em que coordenada, espacial, está centrada aquela ativação muscular.

$$x = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M f_{ij} i}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M f_{ij}} \quad (4.1)$$

$$y = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M f_{ij} j}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M f_{ij}} \quad (4.2)$$

A diferenciação dos dedos acontece com a utilização de classificadores, como o LDA – *linear discriminant analysis* (Merletti et al., 2008, Celadon et al. 2016, Dai & Hu, 2018), SVM – *support vector machine* (Dai & Hu, 2018), NNMF – *nonnegative matrix factorization* (Gazzoni et al., 2014), dentre outras técnicas estatísticas.

Como os músculos dos movimentos dos dedos são muito próximos, muitos autores utilizam em suas coletas um percentual de 30% a 60% do MVC (*Máxima Contração Voluntária*) para evitar o efeito do *crosstalk* (Celadon et al., 2006, Day & Hu, 2008, Merletti et al., 2008, Martinez et al. 2012).

Phukpattaranont et al. 2018 realizaram uma avaliação de diversas técnicas utilizadas na literatura para extração e classificação de movimentos dos dedos da mão. Extraindo características dos vetores de eletrodos posicionados nos músculos flexores e extensores no antebraço, aplicando 6 métodos diferentes, sete tipos de classificadores foram avaliados de acordo com o índice de acertos. O melhor método de extração de características encontrado foi o SRELM (*spectral regression extreme learning machine*) já para os classificadores o de melhor desempenho o baseado em Redes Neurais. A combinação de ambos os métodos provou uma acurácia de 99% na classificação de 14 diferentes movimentos dos dedos.

A grande quantidade de trabalhos na área de mapeamento de zonas ativas e extração do centroide como descritor e o uso de classificadores mostram que é possível

identificar os movimentos individuais dos dedos em um indivíduo saudável (Galina & Botter, Merletti et al., 2008, Hu et al., 2015, Celadon et al., 2016). Contudo, não foram encontrados estudos com essas técnicas em pessoas com hanseníase.

5 Materiais e Métodos

O trabalho foi realizado em três etapas, a primeira foi a pré-coleta onde todo o sistema é montado e calibrado e o protocolos de consentimento, questionários e de preparação da pele foram realizados. A segunda etapa foi a coleta dos sinais eletromiográficos e de força dos 20 indivíduos voluntários saudáveis, com a aprovação do comitê de ética e pesquisa (CEP) (CAAE 13424319.4.0000.5257). E, por fim, terceira e última etapa que foi o processamento dos sinais e análise dos centroides de ativação para verificação da dissociação dos dedos.

5.1 Dos Equipamentos e Preparação para coleta

O equipamento eletrônico utilizado para a coleta foi desenvolvido pela OT Bioelettronica e chama-se *sessantaquattro* (figura 5.1). Ele é um equipamento que permite a aquisição em tempo real de 64 canais simultâneos mais 2 canais auxiliares para serem utilizados para coleta de sinais auxiliares, como força, por exemplo. A banda de passagem do *sessantaquattro* varia de 10Hz a 500Hz, com frequências de amostragem de 250, 500, 1024 e 2048 Hertz, sendo a última a frequência escolhida para este trabalho. Este equipamento também possui uma faixa de entrada de 0 - 3.3 volts de pico a pico, com um ruído menor que 2 microvolts eficazes, e um conversor A/D de 16 bits. Possui uma autonomia de 8 horas e sua transmissão de dados é dado via rede sem fio.

Os eletrodos para a coleta estão dispostos em uma matriz adesiva (figura 5.1), também produzida pela OT Bioelettronica, modelo ELSCH064NM3. Essa matriz contém 64 eletrodos igualmente espaçados de 10 mm, possuindo 8 colunas e 8 linhas, e com o peso aproximado de 5g. Para a conexão entre a matriz e o dispositivo (*sessantaquattro*) um cabo de conexão é necessário (figura 5.1).

O cabo conector possui dois extremos: o extremo 1 para a conexão com a matriz de 64 canais e o extremo 2 para a conexão com o *sessantaquattro*. No extremo 2 também são encontrados uma saída para os dois canais auxiliares e uma saída para a referência do sistema. A referência é conectada por uma presilha que possui um pino

metálico para conexão do cabo de referência, que por sua vez é conectado ao cabo conector do *sessantaquattro*.

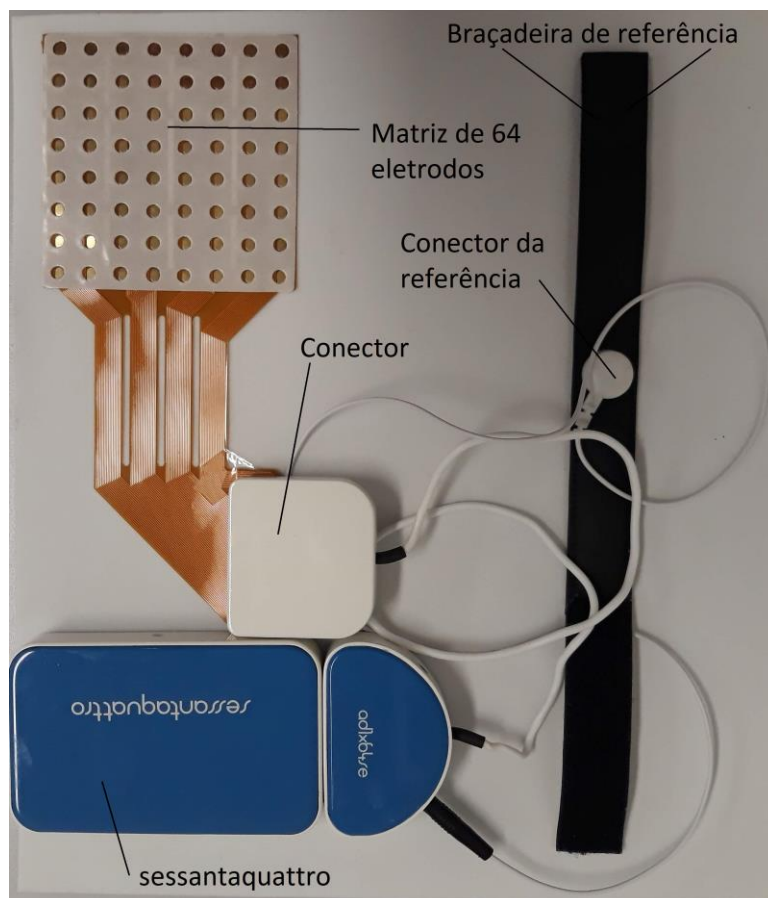


Figura 5.1 – Componentes do sistema de aquisição montados. Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a visualização dos sinais durante a coleta de dados, o software **OT BioLab** (figura 5.2) também da OT Bioelettronica, versão 2.0.6750.0, foi utilizado. Este é um *software* que permite a visualização em tempo real dos sinais eletromiográficos e além de proporcionar a opção de gravar todo o tempo de coleta e associa-la com informações do indivíduo, como nome, peso, data de nascimento, altura, local e dia da coleta, etc.

O voluntário, ao ter chegado no local da coleta, tomou ciência de sobre o procedimento no qual ele seria submetido. Após ter sido explicado o objetivo do trabalho e os procedimentos, o voluntário respondeu um pequeno questionário sobre alguns dados físicos, como idade e peso, e sobre algum histórico de doença ou deformidade que ele venha a ter tido no membro em questão (mão) ou que poderia, de

alguma forma, ter influenciado no resultado. Esse questionário serviu como o critério de exclusão. Após esse procedimento, foi dado para o voluntário o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para que ele pudesse ler e assinar, caso estivesse de acordo com o experimento.

O local de coleta (figura 5.3) foi preparado de modo que o voluntário fique sentado em uma posição confortável. Ambas as mãos do voluntário ficaram, cada uma, sobre um quadrado verde, que se encontrava sobre a mesa, com as mãos na posição anatômica. Entre o antebraço e o braço o foi deixado um ângulo o mais próximo de 90 graus possível, e pediu-se ao voluntário para que ficasse com postura com a coluna ereta. A tela na qual o voluntário viu as especificações estava na altura dos olhos de modo que ele não precisou flexionar a cabeça para visualizá-la.

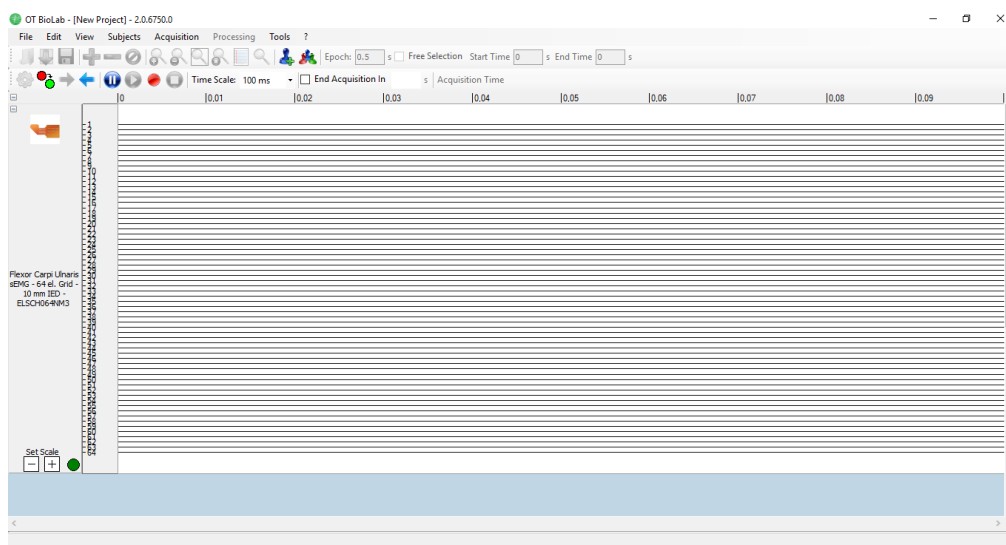


Figura 5.2 – Interface do programa OT BioLab para aquisição de dados. Cada linha reta indica um canal. Fonte: Elaborado pelo autor.

A matriz de eletrodos foi preparada colando-se um lado de uma folha de espuma bioadesiva, dupla face, 8x8 (marca Spes medica, modelo KITAD0064NM3), enquanto o outro lado recebeu uma camada de um gel condutor e adesivo para EEG (marca Spes medica, modelo AC CREAM).

O local onde a matriz foi posicionada seguiu as descrições anatômicas e disposições espaciais dos músculos discutidas na seção 3.1.1 do presente texto. Utilizando uma trena foi medido a metade da distância entre epicôndilo medial do úmero e o epicôndilo lateral do úmero (figura 5.4, (A)). Após isso, utilizou-se uma

ponta da trena na interlinha articular do cotovelo e a outra ponta foi levada até o osso pisiforme, e lá é repousada. Do sentido proximal para o distal, mediu-se 5 cm e marcou-se um ponto, que será o ponto de referência para dispor o eletrodo número 1.

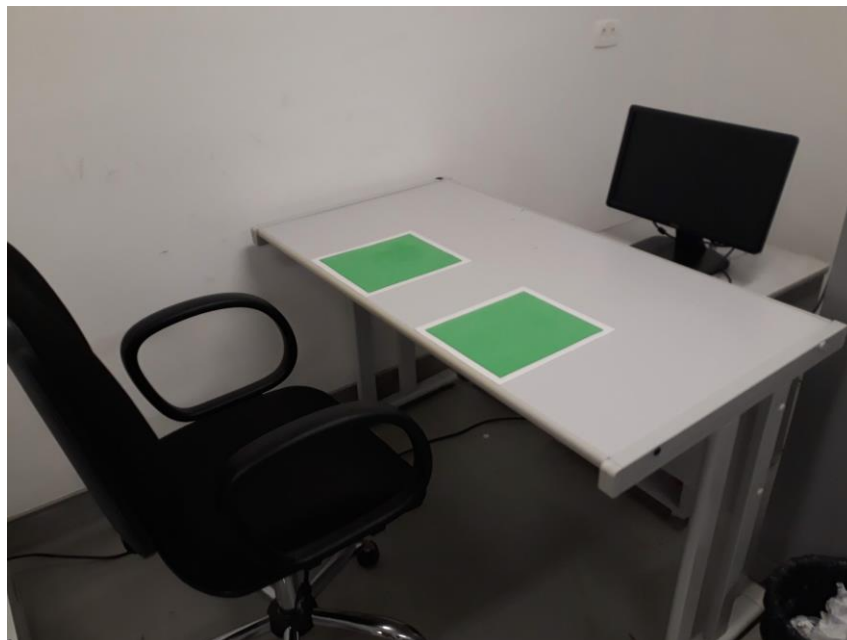


Figura 5.3 – Espaço onde será realizado a coleta dos sinais eletromiográficos. Fonte: Elaborado pelo autor.

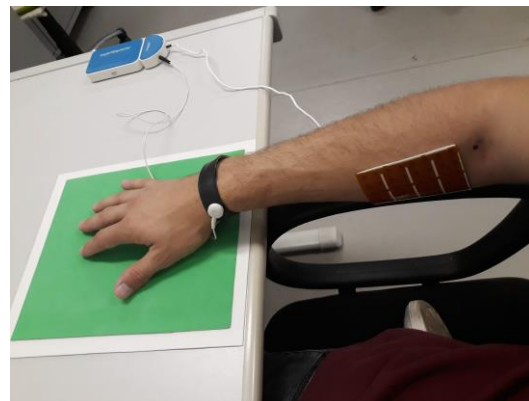
Após esta marcação mediu-se então o comprimento do braço do indivíduo utilizando a distância do epicôndilo medial do úmero até o osso pisiforme. O diâmetro do braço do indivíduo também foi medido utilizando como referência o ponto marcado que foi colocado o eletrodo 1 da matriz.

O eletrodo de referência foi preso na parte distal do antebraço, em volta do punho.

Antes de colocar a matriz de eletrodos, a pele do voluntário foi, então, preparada primeiro realizando uma tricotomia no local em que a matriz seria posicionada com aparelho de barbear descartável (marca BIC, modelo Sensitive). Utilizando gaze embebida em álcool 70% (AUDAX), limpou-se a pele do indivíduo esfregando a gaze, no mínimo umas seis vezes para retirar bem a camada de extrato corne, após este procedimento outra gaze foi utilizada para a secagem da pele. A partir desse ponto, o conjunto foi posicionado com o primeiro eletrodo no ponto marcado e conectado ao sistema de aquisição (figura 5.4, (B)).



(A)



(B)

Figura 5.4 – Medições para posicionamento da matriz de eletrodo (A) e exemplo do sistema montado (B). Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a coleta de força foram usados cinco sensores de pressão FSR602 (figura 5.5, (A)). Esse sensor é um sensor de força resistivo que mede a força estática ou dinâmica de qualquer coisa que entre em contato na área de sua membrana. O diâmetro total do FSR602 é de 10 milímetros com espessura de 0,2 milímetros, feito de poliéster, com temperatura de trabalho entre -25°C a 70°C e uma faixa de 100g a 50kg.

Os cinco sensores de força foram calibrados utilizando pesos variados de 100g a 35kg. Como sua área de contato é pequena, uma estrutura foi feita para que pesos maiores pudessem ser testados. Essa estrutura, feita em impressora 3D (figura 5.5, (B)), possuía a área da base idêntica à do sensor e uma área superior maior para que os pesos pudessem ser colocados sobre ela. Para manter o equilíbrio, foi colocado um peso extra na base, abaixando assim o centro de massa do sistema e impedindo que ela tombasse ao colocar o peso.

A curva de calibragem foi adquirida colocando os pesos de valores conhecidos (pesados previamente em uma balança), primeiramente, em ordem crescente em cima do sensor. Então, lia-se a tensão nos terminais (equação 5.1) e depois calculava-se a condutância (equação 5.2) para, então, plotar a curva de calibração do sinal, interpolando os pontos obtidos e obtendo o polinômio de primeiro grau. A força era então convertida utilizando a equação 5.3.

$$V_{out} = \frac{3 ADC}{2^n} \quad (5.1)$$

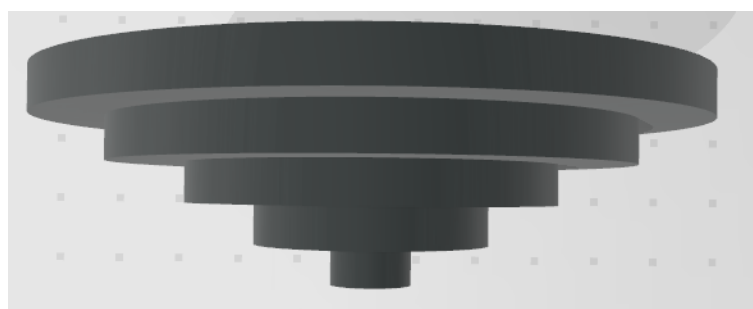
$$G = \frac{V_{out}}{(6 - V_{out}) \times 47} \quad (5.2)$$

$$F = \frac{G}{S} \times 4,53592 \quad (5.3)$$

Onde, V_{out} é a tensão de saída do sensor, ADC é o valor da amostra do canal, n é o número de bits do canal, G é a condutância (mS), F é a força (em N) e S é o coeficiente angular da curva gerada.



(A)



(B)

Figura 5.5 – (A) FRS602 utilizado para a coleta. Na imagem estão mostradas todas as dimensões do sensor em milímetros. (B) Esquemático da plataforma feita em 3D para calibração dos sensores FRS. Fonte: Datasheet Your Cee/Elaborado pelo autor.

Após a calibragem dos cinco sensores, foi feita a conexão com um Arduino modelo UNO. Os sensores relativos aos dedos polegar, indicador, médio, anelar e mínimo foram conectados nas entradas analógicas, A0, A1, A2, A3 e A4, respectivamente. Os terminais dos sensores conectados as entradas analógicas também foram conectados ao terra (GND) por meio de um resistor de resistência $3.3k\Omega$, para cada sensor. O outro terminal dos sensores foi conectado ao pino de 5V do Arduino (figura 5.6).

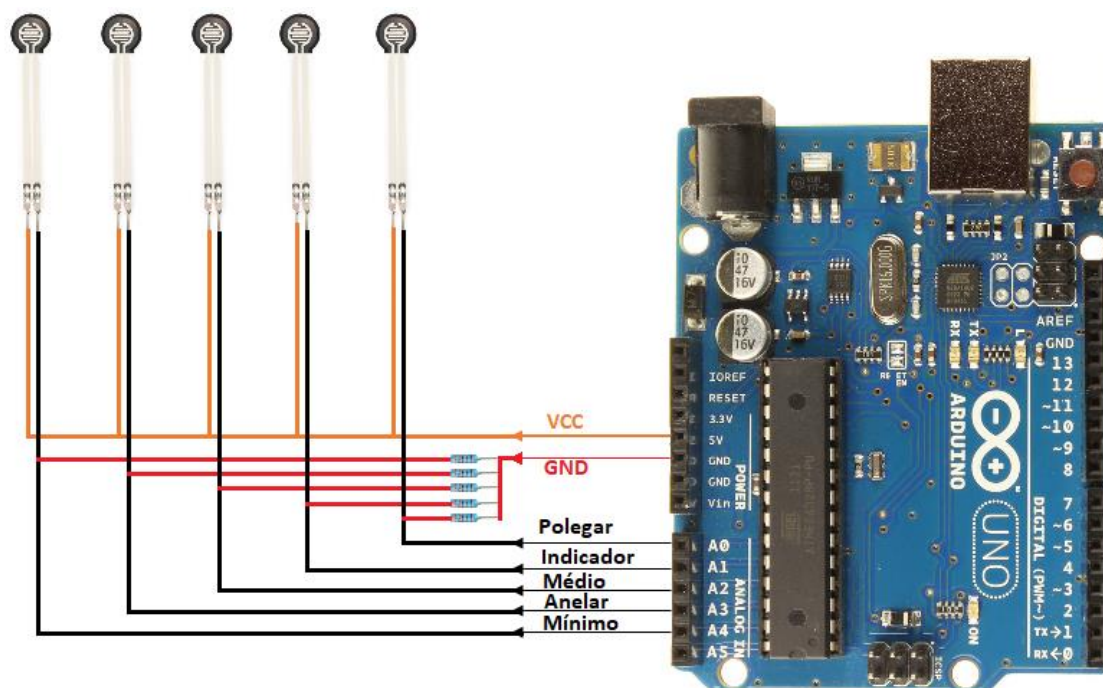
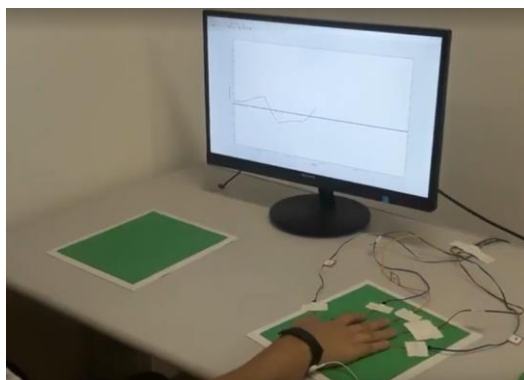


Figura 5.6 – Esquemático de ligação dos sensores na placa do arduino UNO. As linhas em preto indicam as ligações dos sensores nas entradas analógicas A0, A1, A2, A3 e A4, as linhas vermelhas indicam as ligações dos terminais dos sensores no terra, passando por resistores de resistência $3.3k\Omega$ e a linha laranja indica as ligações dos terminais dos sensores na alimentação de 5V. Fonte: Elaborado pelo autor.

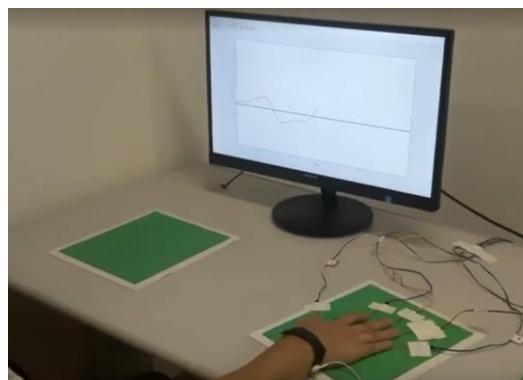
5.2 Da Coleta de Dados

A aquisição do sinal de eletromiografia foi feita por meio do sistema do *sessataquattro* (figura 5.1) com uma frequência de amostragem de 2048 Hz, com uma banda de 10Hz a 500Hz e na configuração monopolar. Já a aquisição dos sinais de força

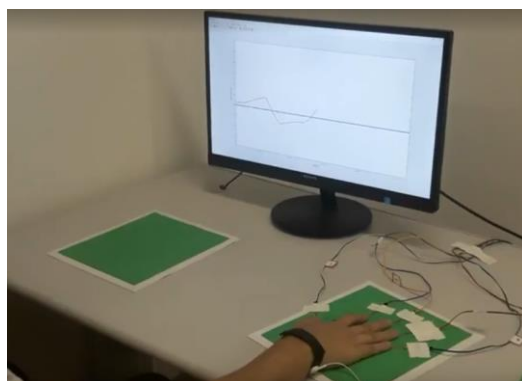
foi realizada por meio do sensor FSR602 conectados ao Arduino com uma frequência de amostragem de 20 Hz.



(A)



(B)



(C)

Figura 5.7 – (A) tela de MVC que aparece para o voluntário; (B) tela com linha objetivo (40% do MVC); e (C) usuário executando uma tentativa de alcance de objetivo. Fonte: Elaborado pelo autor.

O voluntário, então, viu na tela do monitor um gráfico limpo, somente com os eixos x (tempo) e y (força) sendo mostrados, implementado em MATLAB. Então, foi feito um sorteio aleatório para indicar em qual dedo o teste começaria. Após o sorteio foi avisado ao candidato sobre o começo do teste. Foi dado um estímulo verbal (pedindo para que ele fizesse a maior força que conseguisse e a mantivesse por um determinado tempo) para que o voluntário fizesse a máxima contração voluntária (MVC) com o dedo indicado previamente. O procedimento do MVC foi realizado 2 vezes e, na tela, um gráfico de força era gerado (figura 5.7, (A)), onde a força que a pessoa fazia a cada

instante lhe era mostrada (feedback visual). O cada procedimento do MVC durou 20s, totalizando 40s de aquisição de força máxima e HD-EMG.

Após colhido o MVC outra tela apareceria (figura 5.7, (B)). Desta vez, uma linha constante em azul apareceria para o voluntário. Esta linha era fixa e estava marcada em 40% da média das duas máximas contrações voluntárias por ele realizadas e descrita no parágrafo anterior, e indicava o objetivo que a pessoa teria que alcançar.

Outro parâmetro também apareceu na tela, uma linha vermelha que indicou a força que a pessoa estava fazendo naquele determinado momento. Quando lhe era dado o sinal (VAI!), seu objetivo era levar a linha vermelha para o mais próximo possível da linha azul, se possível mantê-las em cima uma da outra, com a mínima variação possível e mantendo-as desse jeito até que lhes fosse dado outro sinal (DESCANSE!).

O procedimento descrito foi repetido por 5 vezes, o período de descanso durou 20s e o período de tentativa foi, também, de 20s, totalizando 200s de sinal de força e de HD-EMG para cada dedo, esse sinal foi denominado como sinal objetivo.

Caso o paciente se sentisse cansado ou entediado uma pausa era realizada, entre um dedo e outro, para que ele descansasse e voltasse a ter foco no experimento.

Após encerrado o processo de coleta, os sinais foram salvos com o devido nome do voluntário, data e local da coleta. Então, esses sinais foram exportados do OT BioLab no formato de arquivo.sig e posteriormente abertos no MATLAB para a análise.

Os sinais resultantes de MVC formaram, cada um, uma matriz de 64x20.000 (isto é, 64 canais (colunas) x 20.000 amostras (linhas)), os sinais objetivos formaram uma matriz de 64x400000 e os sinais de força foram uma matriz de 5x200 (5 sensores de força (colunas) x 200 amostras (linhas)) para o sinal de MVC e 5x4000 para os sinais objetivo. Estas matrizes mencionadas são para somente um dedo, cada dedo gerou 6 matrizes no formato descrito anteriormente.

5.3 Do Processamento e Análise dos Sinais

No processamento do sinal de HD-EMG foram utilizadas técnicas para o devido tratamento dos sinais na seguinte ordem: ordenamento dos eletrodos da matriz em uma matriz de dados, essa ordenação foi feita de acordo com a numeração dos eletrodos

encontrada no *datasheet* da OT Bioeletrônica (figura 5.8), aplicação de um filtro de Butterworth de ordem 4, com frequências de corte de 20 Hz a 400 Hz, filtrando de forma direta e reversa o sinal, para eliminação do atraso de fase imposta pelo filtro (fase zero).

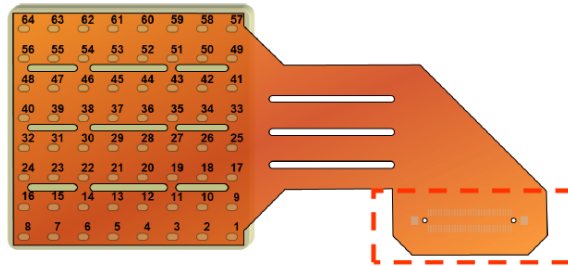


Figura 5.8 – Esquemático da numeração de cada eletrodo da matriz. Fonte: datasheet OT Bioeletrônica.

Após a filtragem e ordenação das matrizes com os valores temporais do HD-EMG coletados, tanto do MVC quanto das coletas do sinal objetivo, os seguintes procedimentos foram tomados:

- a) Os dois sinais de MVC foram retificados, e a média das duas tentativas foi tomada, obtendo-se um sinal de MVC médio e retificado;
- b) O **Root Mean Squared** (RMS) do MVC foi calculado;
- c) O sinal objetivo foi, então, normalizado pelo valor RMS do MVC médico;
- d) Para o sinal objetivo, foi eliminado o período transitório (aproximadamente primeiros e últimos 5~7 segundos), que foi quando o voluntário ainda não tinha atingido o patamar de 40% da força máxima. Nessa etapa o sinal de força fez-se necessário para a determinação do período transitório. O patamar foi calculado pela variação de 20% do sinal em torno da linha constante de 40%;
- e) Duas das cinco repetições (duas primeiras) foram descartadas, pois estas foram consideradas períodos de adaptação do usuário ao experimento.
- f) Após a eliminação do período transitório, os sinais objetivos foram janelados com janelas de tamanhos de 1s **não sobrepostas**;
- g) O período de descanso foi extraído do período de ativação;

- h) Para cada janela foi calculado o valor RMS do sinal objetivo;
- i) Também foi extraído o número de canais ativos (canais da matriz que possuíam valor RMS maior ou igual a 70% do maior valor RMS);
- j) O centroide foi extraído dos valores RMS utilizando as equações 4.1 e 4.2. Esse centroide foi denominado como **centroide matricial (CM)**, pois ele indica o ponto da matriz de eletrodos que houve a ativação central;
- k) Foi gerado um mapa RMS com o valor do centroide matricial indicado nele. Esse mapa foi inspecionado visualmente;
- l) Outros centroides foram calculados. São eles: o **centroide físico (CF)**, que é o centroide matricial colocado nas coordenadas físicas do braço da pessoa, levando em consideração a localização da matriz dada uma origem determinada (figura 5.9); o **centroide físico normalizado (CFn)**, que é o centroide físico normalizado pelos valores de comprimento e diâmetro do antebraço do voluntário; e o **centroide matricial normalizado (CMn)**, centroide matricial normalizado pelos valores de comprimento e diâmetro do antebraço do voluntário.

Os procedimentos de a) a l) foram realizados para cada um dos dedos, descartado o polegar devido ao movimento que foi realizado não condizia com o movimento habitual de garra do dedo. Logo, os dedos analisados por este trabalho foram o indicador, o dedo médio, o anelar e o dedo mínimo.

Após a extração dos centroides, estes foram analisados utilizando dois métodos: o primeiro consiste no teste de hipóteses ANOVA, com um intervalo de confiança de 5%, seguido por um post hoc para comparação das diferenças entre as medianas dos centroides. Esse teste serviu para determinar se os centroides diferiam estatisticamente de um dedo para o outro. O segundo teste foi a aplicação de uma técnica denominada *non-negative matrix factorization* (NNMF ou NMF) que é uma técnica bem semelhante as componentes principais, porém, levando em conta que a matriz analisada deve ser positiva definida, essa técnica foi discutida na seção 3.4 do capítulo de fundamentos teóricos desta dissertação. Essa técnica foi utilizada com 11 dos 20 participantes da pesquisa.

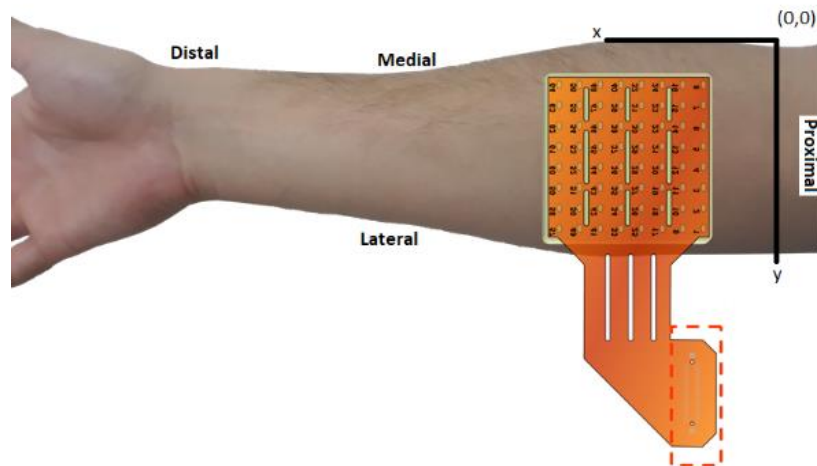


Figura 5.9 – Indicação da localização da matriz dado uma origem. A origem escolhida foi o ponto de encontro da linha x, utilizada para medir o diâmetro do braço da pessoa com a linha y, utilizado para medir o comprimento do braço da pessoa. Fonte: Elaborado pelo autor.

Antes da aplicação da técnica do NMF, os sinais de HD-EMG brutos foram trabalhados nessa etapa. Eles sofreram uma retificação, foram filtrados com um passa-baixas Butterworth de 4ª ordem de fase zero, com frequência de corte de 6Hz (essa frequência baixa foi somente para criar um envelope dos sinais), normalizados pelo valor máximo do envelope e sofreram um *downsample* de 100 vezes.

Após o uso do algoritmos a matriz de pesos W foi utilizada para as análises posteriores.

O relacionamento entre as forças coletadas e a sinergias se deu por meio de um algoritmo classificador, o *Support Vector Machine* (SVM), onde as forças coletadas dos dedos de cada indivíduo eram os parâmetros de entrada para treinamento, ou seja, usou-se as quatro forças para a criação de um modelo de classificação, enquanto as sinergias foram classificadas por este modelo gerado.

O modelo foi gerado do seguinte modo: para cada indivíduo, foram agrupadas as forças simultâneas das tentativas em colunas e os voluntários agrupados, em ordem da contração dedo objetivo, nas linhas. A figura 5.10 (A) mostra um esquema da organização da matriz. A saída foi uma matriz de 44 linhas (indicando as repetições) x 4 colunas (indicando os dedos) (equação 5.1).

$$O = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 3 & 4 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & 2 & 3 & 4 \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

A classificação ocorreu por indivíduo, ou seja, as quatro sinergias de cada indivíduo e de cada dedo eram os parâmetros de entrada do modelo e a saída eram os grupos que cada sinergia pertencia (sinergias classificadas).

Após a classificação as sinergias foram agrupadas em uma matriz organizada da seguinte maneira: as linhas eram os voluntários e as colunas correspondiam aos dedos. A figura 5.10 (B) ilustra a organização anteriormente citada. Os valores dentro do blocos mais escuros corresponderam ao dedo ativo no momento da coleta e os valores fora desses blocos corresponderam aos outros canais de forças que estavam sendo medidos. A matriz resultado era da forma 2.816 (64 canais x 11 indivíduos x 4 dedos) linhas por 4 colunas (4 dedos).

Foi realizado, por fim, dois testes ANOVA e, posteriormente, dois *post hoc* foram realizados, um para testar toda a matriz e outro para testar somente os dedos ativos (ou seja, os dedos ativos são estão representados dentro dos blocos pretos na figura 5.10).

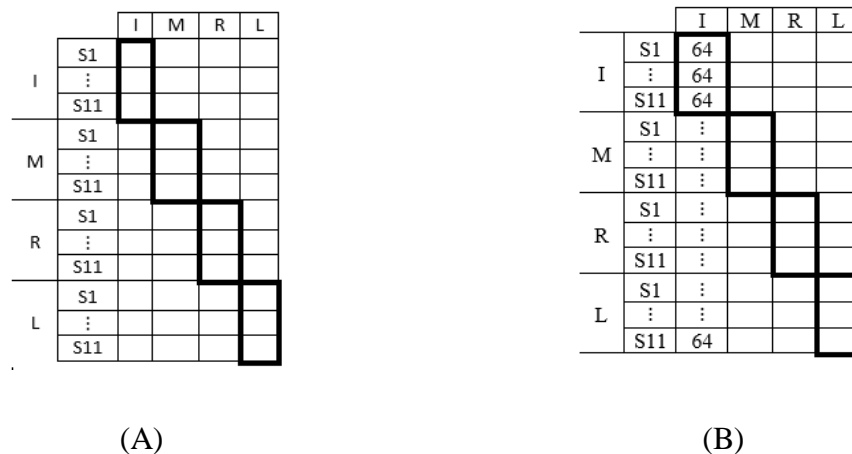


Figura 5.10 – Ilustração da organização da matriz analisada (A) conjunto de treinamento do SVM; e (B) resultados pós-classificação. I = indicador; M = médio; R = anelar; L = mínimo e S1...S11 são os voluntários. Fonte: Elaborado pelo autor.

6 Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados discutidos os resultados obtidos pela metodologia proposta no capítulo anterior, assim como comparar os resultados das análises das duas técnicas apresentadas para dissociação dos dedos, a estatística ANOVA e a técnica NNMF.

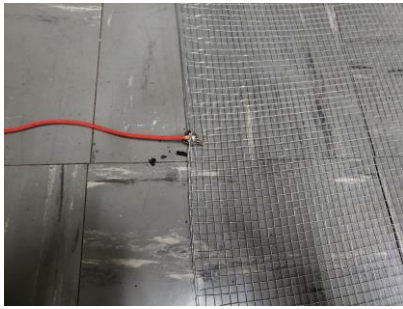
6.1 Coleta e Inspeções dos Dados

Quando a coleta de dados foi iniciada logo notou-se um problema de ruído muito alto nos sinais. Como o módulo sessentaquattro estava coletando e transmitindo os sinais via tecnologia sem fio, o módulo possuía bateria própria. O mesmo podia-se dizer dos sinais de força, que estavam sendo coletados pelo Arduino, que estava conectado ao *laptop* que utilizava de sua bateria para alimentação e não da rede. Esses dois casos fez com que a diferença de potencial entre a bateria do *laptop*, do sessentaquattro e o sinal eletromagnético da rede não se conversassem (dado que os terras de cada um diferiam entre si).

Para resolver esse problema foi feito uma malha de aterramento (com uma tela de metal condutor e fios), onde todos os equipamentos teriam um ponto em comum, a terra. Como a rede já possui um aterramento, os sensores de força, as mesas e o *laptop* foram colocados na mesma referência de terra. A figura 6.1 mostra a malha de terra e alguns pontos de aterramento, que foram conectados em diversos pontos da sala. A figura também mostra dois sinais, um antes do aterramento (figura 6.1, (E)) e outra após o aterramento (figura 6.1, (F)).

O voluntário receber, também, em seu tornozelo uma presilha que o conectava com a malha de terra. Assim todo o sistema teve o mesmo ponto de referência, que era a malha de terra.

Após a confirmação da funcionalidade da malha de terra, as coletas tiveram início.



(A)



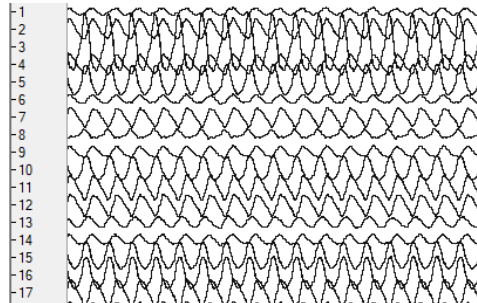
(B)



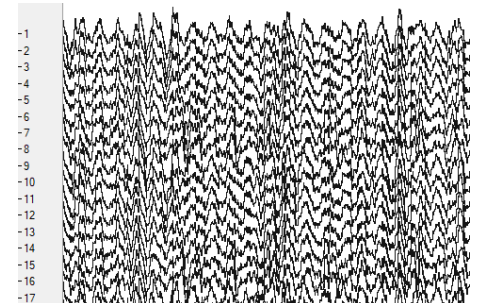
(C)



(D)



(E)

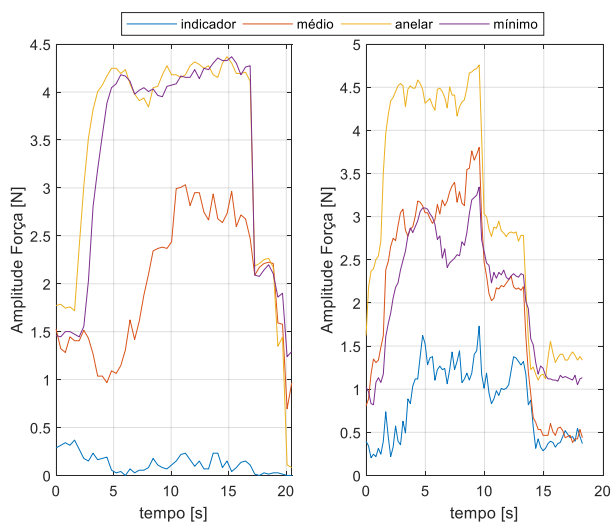


(F)

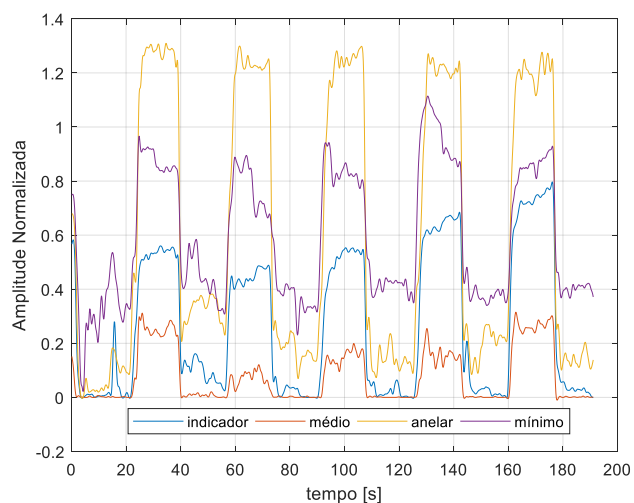
Figura 6.1 – (A) Ponto de ligação entre o fio e a tela condutora; (B) Ponto de conexão entre a mesa de teste e a tela condutora; (C) tela condutora com seus pontos de conexão para aterramento; (D) Ponto de conexão do aterramento; (E) Exemplo de sinal antes do aterramento; (F) Exemplo de sinal depois do aterramento. Fonte: Elaborado pelo autor.

Os sinais de MVC e força normalizados resultantes, após a tratamento, estão indicados na figura 6.2. A força foi normalizada utilizando a média dos dois MVCs. Ambas as figuras se referem ao mesmo voluntário e ao mesmo dedo, o dedo anelar (indicado em amarelo).

Na figura 6.2 (A) é importante ressaltar que no primeiro MVC o voluntário utilizou a força do dedo mínimo juntamente com o dedo médio, que era o dedo cuja tentativa era a ser analisada. Entretanto, na segunda tentativa o dedo anelar dominou por sobre os outros, o que era de se esperar, já que o voluntário se adaptou a focar a força somente no dedo médio. O fenômeno descrito foi observado para todos os voluntários.



(A)



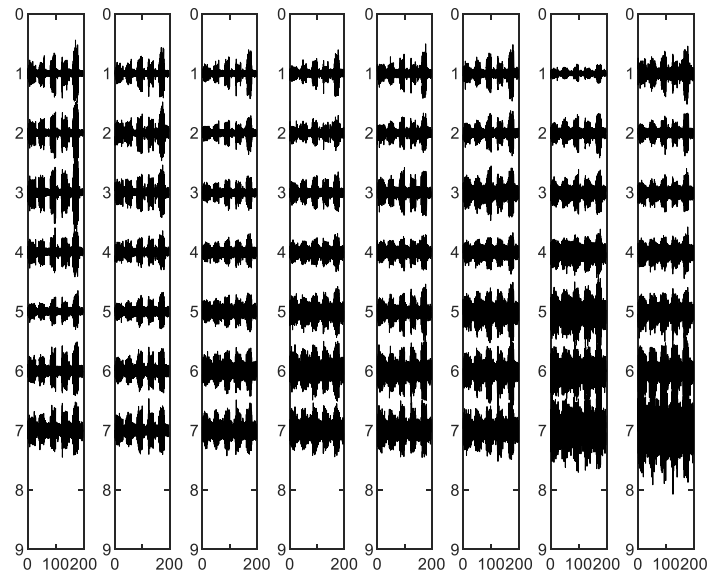
(B)

Figura 6.2 – (A) Duas tentativas do MVC de um indivíduo para o dedo anelar; e (B) tentativas para seguir o patamar objetivo de 40% do MVC. As forças encontram-se normalizados pela média de (A). Fonte: Elaborado pelo autor.

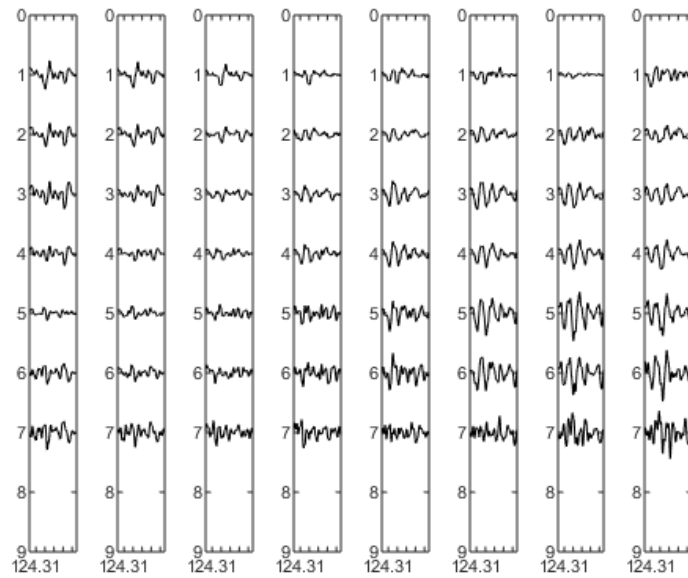
Na figura 6.2 (B) observa-se que mesmo nas primeiras tentativas (primeiros picos) o voluntário conseguiu focar mais no dedo médio, mantendo a força dele sempre acima da força dos outros e seguindo o patamar de 40%. Essa ocorrência não foi observado em todos os voluntários, o que também era esperado já que o tempo de adaptação à tarefa de cada pessoa é variável.

Outra característica interessante a ser notada nesta imagem é que os dedos anelar indicador e médio também seguem o padrão de onda quadrada, assim como o dedo médio, com amplitude variável. Isso foi observado na maioria dos voluntários, em alguns, como o voluntário da figura, todos os dedos tentaram seguir, em outros só um ou dois dedos. Isso pode vir a ter relação com o drive neural de cada pessoa, como ele controla o acionamento dos dedos, característica interessante a ser pesquisada em outros trabalhos.

Para esse voluntário, os sinais de HD-EMG correspondentes estão mostrados na figura 6.3, de duas maneiras, uma maneira com um intervalo de tempo grande, mostrando a forma geral dos sinais e em uma escala menor, onde mostra um menor intervalo de tempo para ver os sinais mais detalhadamente.



(A)



(B)

Figura 6.3 – (A) Sinais de HD-EMG monopolares no tempo total (200 segundos) das tentativas de seguir o objetivo; (B) Pedaco do sinal de (A) mostrado em um intervalo de tempo menor para análise qualitativa dos sinais. Fonte: Elaborado pelo autor.

Uma observação a se fazer da figura 6.3 é que os sinais estão organizados como na matriz, ou seja, o sinal superior à esquerda (linha 1 da coluna 1) corresponde ao eletrodo 1, o sinal abaixo corresponde ao eletrodo 2 e assim por diante. Importante ressaltar que, na figura 6.3 (A), é bem observável o período de descanso e o período de ativação do músculo do dedo. No eletrodo 64 e eletrodos próximos observa-se uma amplitude maior, isso ocorreu pois o gel condutor não estava bem colocado sob o eletrodo, deixando espaços vazios na espuma e gerando o ruído no sinal. Entretanto, mesmo assim, os sinais ainda mostram indícios de ativação e descanso.

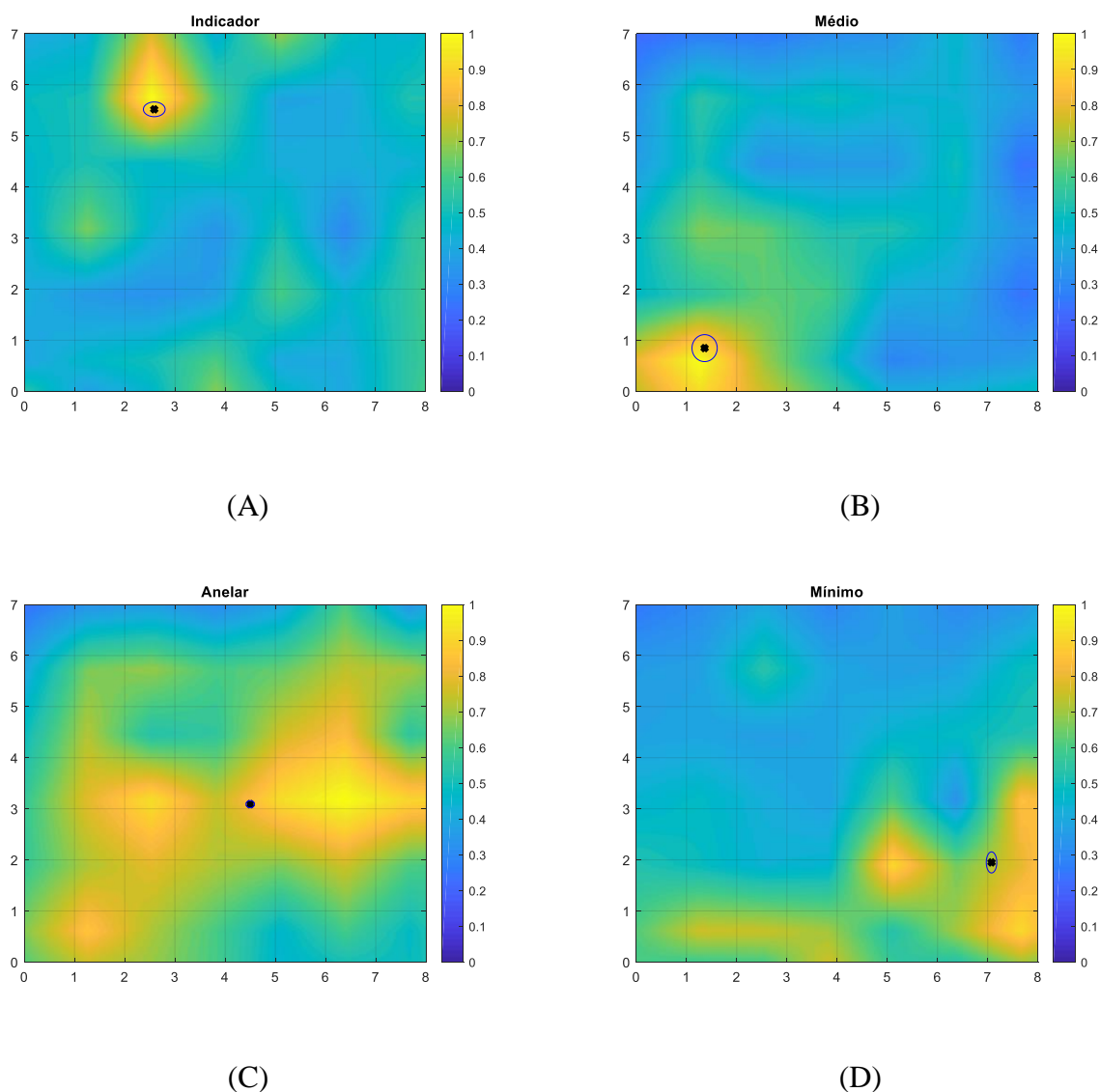


Figura 6.4 – Mapa de ativação do dedo (A) indicador; (B) médio; (C) anelar; e (D) mínimo. Fonte: Elaborado pelo autor.

O próximo resultado a ser discutido está apresentado na figura 6.4, que apresenta os mapas de ativação muscular médio para os quatro dedos analisados. Nos mapas quando mais azul a escala estiver menos ativação muscular foi registrada enquanto que quanto mais amarelo mais ativação muscular registrada pelos eletrodos. Os pontos em preto mostram os centroides médios calculados enquanto o círculo azul que os circulam indicam a variabilidade do centroide, ou seja, de todas as janelas de 1s do sinal que foram realizadas os centroides calculados estavam dentro deste círculo.

Uma rápida inspeção visual nesta imagem observa-se que seria possível a possibilidade de dissociação dos dedos para este voluntário devido à localização espacial dos centroides parecerem bem diferentes umas das outras. Todavia, essa ocorrência não é comum a todos os indivíduos analisados não sendo, portanto, a análise visual uma ferramenta eficaz para este caso.

Para entender como todos os centroides de todos os voluntários se comportavam, foi tirada a média e o desvio padrão dos valores X e Y calculados e, plotados num gráfico, clusters indicando como estava a dispersão dos centroides foram inspecionados (figura 6.5).

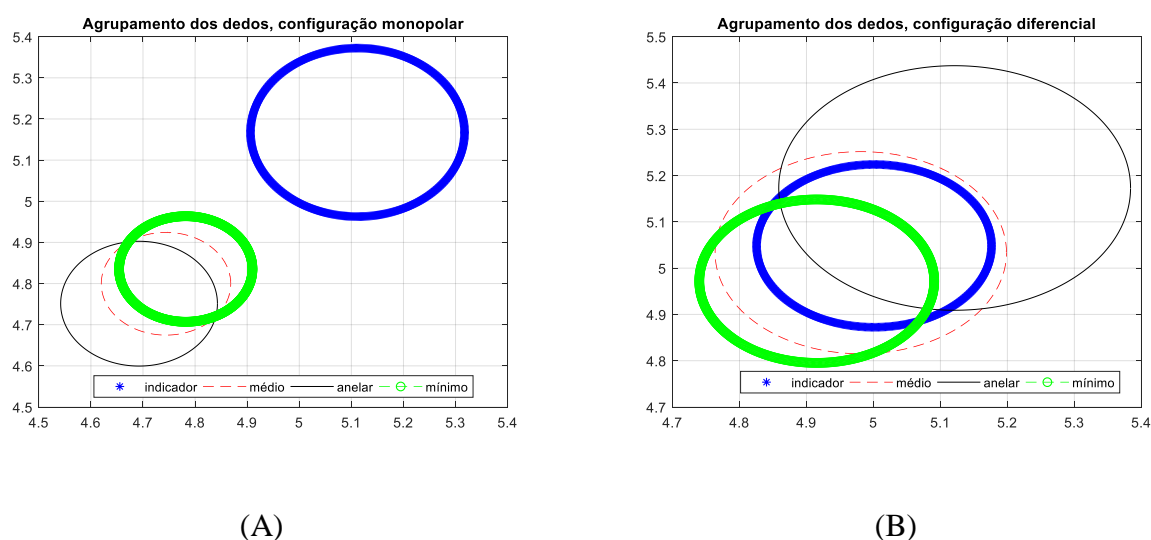


Figura 6.5 – Agrupamentos de centroides. Círculos indicam o desvio padrão em torno da média dos centroides de cada dedo. Fonte: Elaborado pelo autor.

Na figura 6.5 é importante notar que, na configuração monopolar o dedo indicador foi completamente separável dos outros dedos, não houve sobreposição de

círculos, já na configuração diferencial o desvio do dedo anelar foi muito grande e houve intensa sobreposição de círculos. Essa sobreposição ou não indicaria que a diferenciação ou a não-diferenciação dos dedos uns dos outros. Essa separação é verificado por meio do teste de hipóteses ANOVA.

Todos os sinais monoplares e diferenciais passaram por uma inspeção visual para saber se seriam ou não descartados das análises seguintes.

6.2 Análises Estatísticas

Os coeficientes de variação (CV) para os centroides de cada dedo está mostrado na tabela 6.1. O coeficiente de variação dos centroides é o desvio padrão de todos os centroides calculados dividido pela média de todos os centroides calculados. Esse coeficiente é usado para representar a precisão ou repetitividade do experimento indicando o quanto as variáveis se dispersam em torno da média. Logo, quanto menor for seu valor (em %) menos dispersos estão os dados e mais representativo é aquele centroide médio para aquele determinado indivíduo.

Os valores mostrados na tabela 6.1 mostra que o maior CV nos sinais monoplares está relacionado com o centroide X do dedo indicador, enquanto o menor está localizado no centroide Y do dedo médio. Já nos sinais diferenciais o maiores CV estão nos centroides X e Y do dedo anelar enquanto o os dois menores estão no centroides X e Y do dedo indicador.

Todos os valores, ainda sim, são valores baixos de CV (menores de 6%), o que indica que os dados dispersam-se pouco da média, sendo esta uma boa representação destes dados.

Este fenômeno do CV ocorreu em todos os indivíduos, sendo o maior CV registrado de 6,27% e o menor de 2,50%.

Dado que as médias dos centroides podem representar o conjunto, foi realizado o teste ANOVA para comparar os valores de baricentros. O teste possui intervalo de confiança de 5% e parte da hipótese de que os dedos não seriam separáveis. O resultado para o teste com os centroides monoplares resultou em um $p = 0.00006$ para os valores na coordenada X e um $p = 0.00007$ para os valores na coordenada Y.

Tabela 6.1 – Coeficientes de variação (A) dos sinais monopolares e (B) dos sinais diferenciais.

	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Centroide X	4,02	2,62	3,21	2,68
Centroide Y	3,96	2,60	3,19	2,65

(A)

	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Centroide X	3,51	4,37	5,13	3,57
Centroide Y	3,40	4,55	5,56	3,65

(B)

Isso quer dizer que a hipótese nula é rejeitada e que os dedos podem ser separados. Para verificar quais grupos se diferenciavam um teste *post hoc* foi realizado. Esse teste confirmou o que foi mostrado na figura 6.5 (A), que o dedo indicador é estatisticamente separável dos outros.

Já para os centroides diferenciais o teste retornou um valor $p = 0,001$ para as coordenadas X e $p = 0,003$ para as coordenadas Y. Mais uma vez isso indica que a hipótese nula foi rejeitada e um teste *post hoc* foi usado para verificar quais grupos eram separáveis. Mesmo a figura 6.5 (B) mostrando uma alta sobreposição dos dedos e o dedo mínimo entre os indivíduos, o teste mostrou que o agrupamento do dedo mínimo é estatisticamente separável dos outros.

É interessante notar, então, que os dedos anelar e médio em nenhum dos casos foram estatisticamente separáveis. Anatomicamente, na mão, os dedos indicador e mínimo possuem alguns músculos locais (figura 3.9), dando uma liberdade extra a ele. Já o indicador tem músculos do polegar ligado a ele (figura 3.8, (C)) além de um músculo interósseo mais bem desenvolvido que os outros, o que também pode ajudar na sua independência dos outros dedos da mão.

6.3 Análise de Sinergias

A última análise realizada foi a de sinergias. A análise pelo NMF foi realizada para indicar as sinergias musculares dados os 64 canais. O primeiro objetivo era saber se, determinada sinergia poderia ser associada a determinado dedo e quais canais continham essa sinergia de modo mais acentuado.

É importante ressaltar que o NMF foi realizado utilizando somente 11 dos 20 participantes da pesquisa devido ao alto tempo de processamento dos dados utilizando o computador disponível. Contudo, essa análise deu uma ideia do comportamento da técnica para a comparação de sinergias com as forças e para a classificação dos dedos.

Para cumprir esse objetivo utilizou-se o SVM para a geração de um modelo com os canais de força. Esse modelo foi gerado com as forças adquiridas conjuntamente durante cada tentativa do dedo objetivo. Com o modelo pronto as sinergias de cada indivíduo foi colocada na entrada para ser classificada. O modelo foi validado com as forças do grupo de 9 voluntários que não entraram na análise do NMF. A tabela 6.2 mostra os índices mais altos de classificações corretas e incorretas obtidos nos testes realizados.

Tabela 6.2 – Erros e acertos da classificação das forças pelo modelo do SVM.

	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Indicador	8	1	1	0
Médio	1	7	2	0
Anelar	1	1	7	3
Mínimo	0	0	1	8

Pela análise da tabela percebe-se que o maior índice de acertos são os dos dedos indicador e mínimo (~89%) e os menor índice é o do dedo anelar (~67%). O dedo médio e mínimo tiveram como maior índice de acertos ~78%.

É importante ressaltar que, os dedos com a menor classificação foram justamente os dedos que não foram separáveis nas análises anteriormente realizadas, o que pode indicar um alto grau de acoplamento entre eles. Após essa validação, foram, então, classificadas as sinergias e organizadas de acordo com a figura 5.10 como já mencionado.

Dado as estatísticas anteriores pôde-se afirmar que na classificação do modelo o maior índice de acerto que tivemos para as sinergias foi de ~89% e o menor índice foi de ~67%, o que significa que no pior dos cenários somente 67% das sinergias foram classificadas corretamente, o que para uma análise a priori não é um valor ruim.

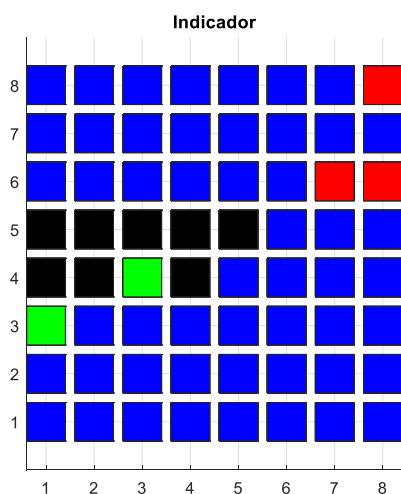
Após a classificação, para um melhor entendimento do que estava acontecendo foi plotado uma configuração que simulava a matriz de eletrodos. Nessa configuração foi colocado a sinergia correspondente ao canal, que foi classificada com relação a força (figura 6.6).

Com tudo organizado, os resultados do primeiro teste ANOVA foi realizado. Esse teste tinha como objetivo verificar a separabilidade estatística somente dos dedos dominantes, ou seja, dos dedos que estariam exercendo a tarefa. O valor p foi igual a 8.91×10^{-5} o que indica que a hipótese nula é rejeitada. Para verificar quais grupos eram separáveis a tabela 6.3 foi montada com os valores do teste *post hoc*.

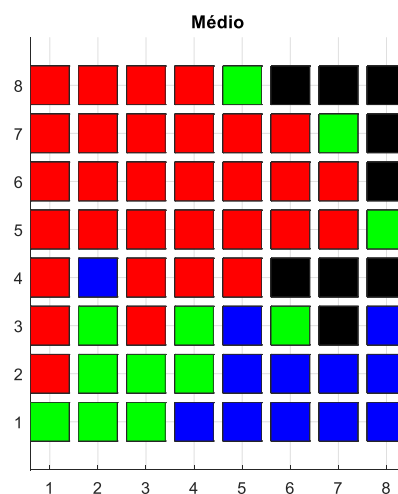
Tabela 6.3 – Resultados do Teste *post hoc* para os dedos dominantes, ou seja, os dedos que exerciam a tarefa. Em vermelho estão os grupos de dedos que foram separáveis.

	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Indicador				
Médio				
Anelar				
Mínimo				

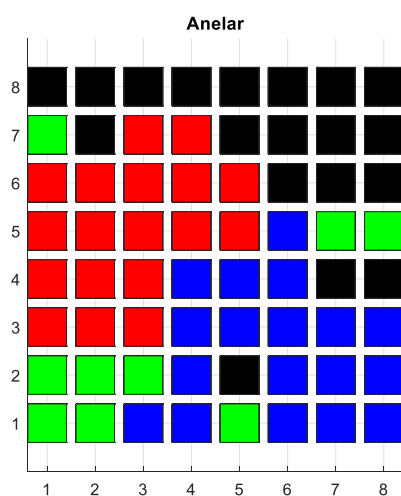
Observando a tabela foi constatado que existem dois grupos: o grupo formado pelos dedos indicador, anelar e mínimo e o grupo formado pelo indicador e médio. Isso quer dizer que os dedos anelar e mínimo são estatisticamente separáveis do dedo médio.



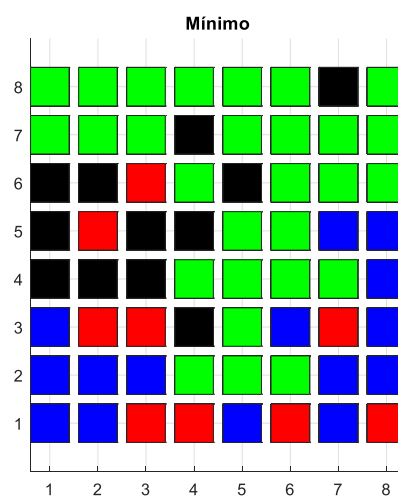
(A)



(B)



(C)



(D)

Figura 6.6 – Distribuição de sinergias dos dedos da mão. Cada quadrado corresponde a um eletrodo (canal) da matriz e cada cor está relacionada a um dedo diferente. Azul é o Indicador; Vermelho é o Médio; Preto é o Anelar e Verde é o Mínimo. Fonte: Elaborado pelo autor.

O segundo teste ANOVA foi realizado com todas as sinergias. O resultado foi um valor $p = 2,75 \times 10^{-8}$, o que também indica que a hipótese nula foi rejeitada e os dedos são separáveis. O resultado do segundo teste *post hoc* está apresentado na tabela 6.4

Tabela 6.4 – Resultados do Teste *post hoc* para todas as sinergias. Em vermelho estão os grupos de dedos que foram separáveis.

	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Indicador				
Médio				
Anelar				
Mínimo				

Por inspeção da tabela observou-se que os dedos indicador possui diferença estatística entre os dedos anelar e mínimo. Já o dedo anelar é significativamente diferente do dedo indicador e médio. Os dedos médio e mínimo possuem diferenças somente entre o dedo anelar e indicador, respectivamente.

Para este teste somente dois grupos são separáveis um contendo o anelar e mínimo e outro contendo o indicador e médio, mesmo que individualmente eles sejam separáveis dos outros.

7 Conclusão

O presente trabalho visava a criação de um protocolo utilizando HD-EMG baseado no feedback para avaliação da dissociação do movimento dos dedos, utilizando os músculos flexores dos dedos da mão para ser aplicado na reabilitação. O protocolo de coleta desenvolvido se mostrou confortável e interessante aos usuários, já que ele não é um protocolo demorado e pode ser considerado como um jogo de siga o objetivo.

Na questão da dissociação dos dedos, os centroides se mostraram eficazes na diferenciação dos dedos indicador e mínimo. Todavia, o NMF se mostrou muito mais poderoso em diferenciar agrupamentos dos dedos do que somente os centroides, já que as sinergias estão mais ligados ao envelope do sinal bruto e os centroides mais ao RMS.

Outro fator que torna o NMF uma poderosa ferramenta é que o sinal pode ser facilmente reconstruídos; logo, pode ser usado para modelar um sinal de eletromiografia para aplicação em próteses e como um fator de recuperação em uma reabilitação.

8 Trabalhos Futuros

Para esta dissertação gostaria de deixar registrado alguns tipos de trabalhos futuros que possam ser realizados com base neste presente trabalho:

- Primeiramente, seria interessante coletar mais sinais para aumentar o n e refazer as análises;
- Unir a técnica de centroide com a técnica do NMF;
- Ajustar o protocolo para incluir o polegar;
- Outra coisa é aplicar este trabalho em indivíduos com hanseníase e, depois fazer a comparação entre os dois resultados;
- Outro trabalho interessante seria aplicar este protocolo em pessoas que tem a mão especializada em algum tipo de coisa em que exija o controle mais fino dos dedos, por exemplo, tênis, piano, violino, pintar, escaladores, etc;
- Criar um jogo, pra melhorar ainda mais a interação entre o usuário e o protocolo;
- Utilizar de algoritmos de aprendizado de máquina para tentar classificar tanto os centroides quanto as sinergias e comparar os resultados obtidos;
- Utilizar outros algoritmos para comparar força com as sinergias; e
- Por fim, utilizar a localização das sinergias classificadas para criar um padrão nos eletrodos, ou seja, se determinado eletrodo estiver ativo, significa que o dedo x se mexeu.

9 Referências bibliográficas

- ANDERSON, G. A. The surgical management of deformities of hand leprosy. *Journal of Bone & Joints Surgery*, BRITISH EDITORIAL, 88(B), p. 290-294, 2006.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. *Instrumentação e Fundamentos de Medidas*, volume 1. 2 ed. Rio de Janeiro: LTC. 2015.
- BLUM J.; GARCIA, E. A.; BALLERINI, J.; NG, T. SudoGlove: Gesture-Based Hardware Control. Disponível em < <https://www.jeremyblum.com/wp-content/uploads/2010/05/SudoGlove-Final-Deliverable.pdf>> Acesso em 01 de outubro de 2018.
- BOYLESTAD, R. L.; NASHESKY, L. *Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos*. 8 ed. São Paulo: Prentice Hall. 2004.
- BRANDSMA, J. W.; SCHREUDERS, T. A. R.; BIRKE, J. A.; PIEFER, A.; OOSTENDORP, R. Manual Muscle Strength Testing: Intraobserver and Interobserver Reliabilities for the Intrinsic Muscles of the Hand. *Scientific Clinical Articles*, PUBLMED, 8(3), p. 185-190, jul. 1995.
- CATTARELLO, P.; MERLETTI, R.; PETRACCA, F. Analysis of High Density Surface EMG and finger pressure in the left forearm of violin players. *Medical Problems of Performing Artists*, 32(3), p. 139-151, set. 2017.
- CELADON, N.; DOSEN, S.; BINDER, I.; ARIANO, P.; FARINA, D. Proportional Estimation of Finger Movements from High-Density Surface Electromyography. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, BIOMED CENTRAL, 13(1), ago. 2016.
- DAI, C.; HU X., Extracting and Classifying Spatial Muscle Activation Patterns in Forearm Flexor Muscles Using High-Density Electromyogram Recordings. *International Journal of Neural Systems*, WORLD SCIENTIFIC, 0, p. 1-15, mai. 2018.
- DHILLON, I. S.; SRA S. Generalized Nonnegative Matrix Approximations with Bregman Divergences. In: *Neural Information Processing Systems (NIPS)*, Austin, TEXAS, dez. 2005, p.283-290.
- DINIZ, P. S. R.; DA SILVA, E. A. B.; NETTO, S. L. *Processamento Digital de Sinais: Projeto e Análise de Sistemas*. 2 ed. Porto Alegre: Bookman. 2014.
- FREITAS, M. L. B.; MENDES JUNIOR, J. J. A.; PIRES, M. B.; STEVAN JUNIOR, S. L. Sistema de Extração de Características do Sinal de TM Eletromiografia de Tempo e Frequência em Labview. In: *V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica*, São Paulo, BRASIL, out. 2017, p. 820-823.

FUJIKAWA, K.; SHIRAFUJI, S.; SU, B.; PIOVANELLI, E.; OTA, J. Estimation of Fingertip forces Using High-Density Surface Electromyography. In: 2017 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science, Nagoya, 2017, p. 1-5.

GALLINA, A.; BOTTER, A. Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles. *Frontiers in Physiology*, 4, artigo 367, dez. 2013.

GARCIA, M. A. C.; VIEIRA, T. M. M., Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, ELSEVIER DOYMA, 4(1), p. 17-28, jan. 2011.

GAZZONU M.; CELADON, N.; MASTRAPASQUA, D.; PELEARI, M.; MARGARIDA, V., Quantifying Forearm Muscle Activity during Wrist and Finger Movements by Means of Multi-Channel Electromyography. *PLOS ONE*, 9(10), p. 1-11, out. 2014.

GRIMALDOS-TRILLOS, C. A.; MORENO-LIZARAZO, S. N.; SALINAS, S. A. Electronic Glove for Rehabilitation Exercises Controlling a Mobile Robot. In: Pan American Health Care Exchanges, IEEE, 2013, Mendellin, COLOMBIA, mai. 2013.

HALL, S. J. *Basic Biomechanics*. 6 ed. New York: McGraw-Hill, 2012.

HIRT, B.; SEYHAN H.; WAGNER, M.; ZUMHASCH R. *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics a Comprehensive Guide*. New York: Thieme Publishers, 2017.

HU, X.; SURESH, N. L.; XUE, C.; RYMER, W. Z. Extracting extensor digitorum communis activation patterns using high-density surface electromyography. *Frontiers in Physiology*, 6:279, 2015.

HUANG, X.; NAGHDY, F.; NAGHDY, G.; DU, H. Clinical Effectiveness of Combined Virtual Reality and Robot Assisted Fine Hand Motion Rehabilitation in Subacute Stroke Patients. In: International Conference on Rehabilitation Robotics, QEII CENTRE, 2017, Londres, INGLATERRA, jul. 2017, p. 511-515.

HYVÄRINEN, A.; OJA, E. Independent Component Analysis: Algorithms and Applications. In: Neural Networks Research Centre, 2000, Helsinki University of Technology, FINLANDIA, 2000.

KERKHOF F. D.; LEEUWEN, T. V.; VERREECKE, E. E. The Digital Human Forearm and Hand. *Journal of Anatomy*, 233, p. 557-566, set. 2018.

LEVINE, D.M; BERENSON, M. L.; STEPHAN, D. *Estatística: Teoria e Aplicações usando Microsoft Excel em Português*. Rio de Janeiro: LTC. 2000.

LIN M.; VILLALBA, R. Sign Language Glove. Disponível em http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/f2014/rdv28_mjl256/wbpage/ Acesso em 01 de outubro de 2018.

LIPPERT, L. S. *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 4 ed. Phyladelphia: F. A. Davis Company, 2006.

LORENA, A. C.; DE CARVALHO, A. C. L. F., Uma Introdução às Support Vector Machines. *RITA*, 14(2), p. 43-57, 2007.

MAN, S.; CESCO, C.; VIEIRA, T.; HERLE, S.; LAZEA, G.; MERLETTI, R. Classification of Electromyografich Signals during Finger Isometric Flexion: Using Electrodes Arrays. In: 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering, Iasi, ROMENIA, nov. 2011.

MARTEL, M. R. F.; COLUSSI, E. L.; DE MARCHI, A. C. B. Efeitos da Intervenção com Game na Atenção e na Independência Funcional em Idosos após Acidente Vascular Encefálico. *Fisioterapia e Pesquisa*, SCIELO, 23(1), p. 52-58, 2016.

MARTINEZ, M. R.; MAÑANAS, M.; ALONSO J. F., High-Density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, BIOMED CENTRAL, 9:85, p. 1-17, 2012.

MARTINEZ, M. R.; MAÑANAS, M.; ALONSO J. F.; MERLETTI R., Identification of Isometric contractions based on High Density EMG maps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, ELSEVIER, 23, p. 33-42, 2012.

MCLACHLAN, G. *Discriminant Analysis and Statistical Pattern Recognition*. New Jersey: John Willey & Sons. 2004.

MERLETTI R.; FARINA, D. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering and Applications*. New Jersey: John Willey & Sons. 2016.

MERLETTI R.; HOLOBAR A.; FARINA, D., Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, ELSEVIER, 18, p. 879-890, ago. 2008.

MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONO, M., The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, ELSEVIER, 13(1), p. 37-47, fev. 2013.

MINISTERIO DA SAUDE; SECRETARIA DE VIGILANCIA EM SAUDE; DEPARTAMENTO DE VIGILANCIA EPIDEMIOLOGICA. *Manual de Reabilitação e Cirurgia em Hanseníase*. 2 ed. Brasilia-DF: Ministério da Saúde, 2008.

MINISTERIO DA SAUDE; SECRETARIA DE VIGILANCIA EM SAUDE; DEPARTAMENTO DE VIGILANCIA EPIDEMIOLOGICA. *Guia Prático sobre a Hanseníase*. Brasilia-DF: Ministério da Saúde, 2017.

MINISTERIO DA SAUDE; SECRETARIA DE VIGILANCIA EM SAUDE; DEPARTAMENTO DE VIGILANCIA EPIDEMIOLOGICA. *Guia para o Controle da Hanseníase*. Brasilia-DF: Ministério da Saúde, 2002.

MONK, S. *Programming Arduino Next Steps: Going Further with Sketches*. 1 ed. New York: McGraw-Hill. 2014.

MONK, S. *Programming Arduino: Getting Started with Sketches*. 1 ed. New York: McGraw-Hill. 2012.

MOORE, D. S.; NOTS, W. I.; FLIGNER, M. A. *A Estatística Básica e sua Prática*. 7 ed. Rio de Janeiro: LTC. 2017.

MOORE, K. L.; DALLEY A. F.; AGUR, A. M. R. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

MUCCLI, S.; FARINA, D. Simultaneous and Proportional Estimation of Hand Kinematics From EMG During Mirrored Movements at Multiple Degrees-of-Freedom. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation*, IEEE, 20(3), p. 371-378, mai. 2012.

NEUMANN, D. A. *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético Fundamentos para Reabilitação*. 2 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NORDIN M.; FRANKEL V. H. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 4 ed. China: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W. *Processamento em Tempo Discreto de Sinais*. 3 ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil. 2012.

PHUKPATTARANONT, P.; THONGPANJA, S.; ANAM, K.; AL-JUMAILY, A.; LIMSAKUL, C. Evaluation of feature extraction techniques and classifiers for finger movement recognition using surface electromyography signal. *Medical & Biological Engineering & Computing*, SPRINGER, jun. 2018.

PRENSKY M. *Digital Game-Based Learning*. EUA: McGraw Hill. 2001.

RADDER, B.; PRANGE-LASONDER, G. B.; KOTTINK, A. I. R.; MELENDEZ-CALDERON, A.; BUURKE, J. H.; RIETMAN, J. S. Feasible of a Werable Soft-Robotic Glove to Support Impaired Hand Function in Stroke Patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, FONDATION OF REHABILITATION INFORMATION, 50, p. 598-606, jul. 2018.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. *Microelectronic Circuits*. 7 ed. New York: Oxford University Press. 2015.

TAYLOR, J.; CURRAN, K. Glove-Based Technology in Hand Rehabilitation. *International Journal of Innovation in the Digital Economy*, IGI GLOBAL, 6(1), p. 29-49, jan. 2015.

TOCCI, R. J.; WIDMER N. S.; MOSS, G. L. *Sistemas Digitais: Princípios e Aplicações*. 11 ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall. 2011.

ZAZULA, D.; HOLOBAR, A.; DIVJAK, M. Convolution Kernel Compensation Applied to 1D and 2D Blind Source Separation. In: International Conference on Signal Processing and Multimedia Applications, Proceedings, 2016, Setúbal, PORTUGAL, ago. 2016, p.126-133.

**APÊNDICE A - Tabela com Porcentagem de Indivíduos
com Canais Semelhantes dado Dedo Objetivo**

Canais	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
1	36,36	27,27	18,18	18,18
2	36,36	18,18	27,27	18,18
3	45,45	18,18	18,18	18,18
4	45,45	9,09	27,27	18,18
5	45,45	9,09	27,27	18,18
6	45,45	18,18	9,09	27,27
7	36,36	9,09	9,09	45,45
8	36,36	36,36	0,00	27,27
9	18,18	27,27	18,18	36,36
10	36,36	18,18	27,27	18,18
11	36,36	18,18	27,27	18,18
12	54,55	9,09	18,18	18,18
13	45,45	18,18	18,18	18,18
14	54,55	18,18	9,09	18,18
15	36,36	18,18	9,09	36,36
16	27,27	27,27	18,18	27,27
17	27,27	36,36	18,18	18,18
18	27,27	36,36	18,18	18,18
19	27,27	27,27	36,36	9,09
20	36,36	27,27	18,18	18,18
21	45,45	18,18	9,09	27,27
22	63,64	9,09	18,18	9,09
23	27,27	36,36	9,09	27,27
24	18,18	27,27	18,18	36,36
25	27,27	27,27	18,18	27,27
26	27,27	36,36	27,27	9,09
27	36,36	27,27	27,27	9,09
28	18,18	36,36	27,27	18,18
29	36,36	27,27	27,27	9,09
30	45,45	27,27	18,18	9,09
31	18,18	27,27	18,18	36,36
32	27,27	27,27	27,27	18,18
33	27,27	27,27	27,27	18,18
34	18,18	18,18	36,36	27,27
35	9,09	18,18	45,45	27,27

Canais	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
36	27,27	9,09	45,45	18,18
37	54,55	27,27	18,18	0,00
38	36,36	36,36	18,18	9,09
39	36,36	27,27	27,27	9,09
40	27,27	36,36	27,27	9,09
41	18,18	27,27	27,27	27,27
42	18,18	18,18	36,36	27,27
43	9,09	18,18	54,55	18,18
44	45,45	18,18	27,27	9,09
45	45,45	27,27	18,18	9,09
46	36,36	27,27	27,27	9,09
47	27,27	27,27	18,18	27,27
48	27,27	27,27	27,27	18,18
49	27,27	27,27	27,27	18,18
50	27,27	18,18	36,36	18,18
51	27,27	9,09	36,36	18,18
52	45,45	18,18	9,09	27,27
53	54,55	18,18	9,09	18,18
54	36,36	27,27	9,09	27,27
55	27,27	18,18	27,27	27,27
56	27,27	18,18	27,27	27,27
57	27,27	45,45	9,09	18,18
58	9,09	36,36	18,18	36,36
59	18,18	27,27	9,09	45,45
60	27,27	36,36	9,09	27,27
61	45,45	27,27	9,09	18,18
62	45,45	18,18	9,09	27,27
63	36,36	18,18	9,09	36,36
64	36,36	27,27	18,18	9,09

Anexo A – Hanseníase, Cirurgia de Mão e Reabilitação

A.1 A Doença

Hanseníase, ou doença de Hansen, é um tipo crônico de doença que é causada por uma bactéria chamada *Mycobacterium Leprae*. É uma doença que infecta os nervos periféricos e, conseqüentemente, a pele (neuridermatológica) e podem levar a incapacidades físicas.

De acordo com o site do Ministério da Saúde¹ os sintomas mais frequentes são manchas esbranquiçadas, avermelhadas ou amarronzadas no corpo, perda de sensibilidade (térmica, tátil, dolorosa, etc), sensação de formigamento e pele seca com falta de suor, dor e sensação de choque ao longo dos nervos dos braços e das pernas, diminuição da força muscular, dentre outros.

Casos de hanseníase podem levar a incapacidades e a restrição de participação social graças ao comprometimento neurológico que a doença causa no sistema nervoso periférico. Para minimizar a deficiência causada pela doença, existem os procedimentos cirúrgicos e fisioterapias, que são os mesmos utilizados em outras especialidades na área de reabilitação.

Para a realização da cirurgia reparadora no paciente, o próprio Ministério da Saúde fala sobre alguns requisitos que devem ser atendidos como, por exemplo, que o paciente não deve apresentar úlceras ou lesões infectadas, que deve ser realizada somente em casos em que o tratamento por medicamentos já terem sido completo, confirmação de lesão neurológica irreversível, possuir uma garra móvel. O pré-operatório da cirurgia deve garantir que o paciente tenha feito uma avaliação completa de suas deficiências e incapacidades e que as escolhas das técnicas cirúrgicas devem ser adequas a cada paciente. O pós-operatório imediato consiste, basicamente, na vigilância de aparelhos gessados por três semanas, troca de curativos e o encaminhamento do paciente para uma terapia física.

¹ <<http://portalms.saude.gov.br/saude-de-a-z/hanseniasi>> - Acesso em 14/11/2018

A.2 Cirurgias e correções

As cirurgias para reparar as deformidades causadas pela lesão inflamatória crônica dos nervos ulnar e medianos, restabelecendo o equilíbrio biomecânico da mão, são chamadas de cirurgia reparadora da mão com transposição de tendões. As articulações interfalângicas, metacarpofalângicas e carpometacárpicas devem ser examinadas para a avaliação de suas flexibilidades, o que é fundamental para determinar qual técnica cirúrgica utilizar. O ângulo dessas articulações é importante no pré-operatório. A extensão passiva, ação externa, deve ser de zero grau, exceto para casos como a oponência do polegar, que deve ser de 45° e assegurar a sua flexibilidade rotacional (Ministério da Saúde).

O músculo motor que será utilizado é o flexor superficial do terceiro dedo, preferencialmente, ou quarto dedo e este deve possuir força de grau quatro ou cinco (tabela 3.1) e deve ser funcional. Forças menores são contraindicadas por cirurgias da mão pois com a cirurgia, pode ocorrer ao paciente a perda de um grau na escala de força.

As correções realizadas são a **correção da mão em garra** e a **correção da perda de oponência do polegar**. As duas técnicas para corrigir a mão em garra são: a **técnica de Zancolli** (técnica do laço), aplicada em pacientes com articulações hipermóveis, e a **técnica de Bunnell-Brand**, indicada para mãos com articulações mais rígidas e após preparo fisioterapêutico pré-operatório. Já as técnicas para a correção da perda de oponência do polegar a **técnica de Bunnell-Brand**, utiliza, normalmente, a transferência do tendão do flexor superficial do quarto dedo, conhecida como técnica de Brand, é indicada para pacientes com má abdução-oposição do polegar e a **técnica de Burkhalter**, indicada para aqueles que o músculo flexor superficial não pode ser removido, por qualquer motivo, ou porque os flexores superficiais estão paralisados, e utiliza o tendão do músculo extensor do indicador, o que faz com que seu poder de tração seja inferior ao dos flexores superficiais. Todos os procedimentos estão descritos detalhadamente no *MANUAL DE REABILITAÇÃO E CIRURGIA EM HANSENÍASE* (pp. 66-71) descrito nas referências desta dissertação.

Tabela A.1 – Avaliação da força muscular. Fonte: Secretaria de Atenção à Saúde/Ministério da Saúde.

Grau 0	Paralisia total
Grau 1	Contração visível ou palpável
Grau 2	Movimentação ativa sem vencer a força da gravidade
Grau 3	Vence a gravidade, mas não vence qualquer resistência
Grau 4	Não vence a resistência do examinador
Grau 5	Normal

A.3 Reabilitação

As correções mencionadas no tópico anterior, relacionadas à transferência de tendões são classificadas como cirurgias dinâmicas e seu objetivo é de melhorar a preensão e a estética, prevenir deformidades e favorecer a participação social (Ministério da Saúde, 2008). O acompanhamento do paciente é dividido em três partes: a **avaliação pré-operatória**, o **tratamento pré-operatório** e o **tratamento pós-operatório**.

A avaliação pré-operatória tem o objetivo de avaliar o paciente para a tomada de decisões para a obtenção de um melhor tratamento do paciente após a cirurgia. O interesse, motivação e expectativa do paciente, queixas, as dificuldades de execução das atividades diárias, as limitações anatômicas (tais como a amplitude do movimento articular), a sensibilidade, entre outras características são levadas em consideração nessa avaliação.

A amplitude do movimento articular é de importante decisão para o encaminhamento do paciente para a cirurgia, o **encurtamento** faz com que as articulações dos dedos, polegar e punho tenham um aumento da flexão, impedindo a extensão passiva dos dedos (figura A.1). Para ser feita a cirurgia de transferência de

tendão, o ângulo mínimo do pró-oponente deve ser de 45°, também é indicado que os ângulos de extensão sejam iguais a zero (Ministério da Saúde, 2017).



Figura A.1 – Imagem que mostra a análise de verificação do encurtamento das articulações dos dedos, polegar e punho. Quando o médico tenta uma extensão passiva, a realização por parte dos dedos é incompleta, o que faz com que eles não se estendam completamente. Fonte: Ministério da Saúde, 2008

A análise de força tem por objetivo avaliar o comprometimento do sistema motor, avaliando as forças dos músculos para indicar qual poderia ser o melhor para ser transferido. Essa avaliação é composta de técnicas padrão que retornam uma escala de 0 a 5 de força muscular.

O tratamento pré-operatório tem como principal objetivo a preparação dos músculos que serão transferidos na cirurgia. Nesse caso os músculos em questão devem ser estimulados passivamente e diariamente, para aumentar a amplitude de seus movimentos. Nesse tratamento é possível que sejam usadas órteses para o auxílio do estímulo. Para as interfalanges, as órteses estáticas fazem com que elas recuperem a amplitude de movimento (figura A.2).

O pós-operatório é importante para fazer com que o paciente volte a ter o uso funcional da mão. Exercícios são realizados e desenvolvidos de acordo com a evolução do paciente. O Ministério da Saúde traz em Manual de Reabilitação e Cirurgia em Hanseníase, p. 84-93, 2012, uma divisão de atividades a serem realizadas durante oito semanas no paciente pós-operado. Dentre os diversos exercícios ele cita: exercícios para se obter a oponência do polegar e a posição intrínseca dos dedos, exercícios para a recuperação da flexão dos dedos, exercícios para preensão, exercícios para encaixes e

rosqueio de objetos, exercício de abotoar camisas, exercícios para deslizamento do tendão flexor, dentre outros.

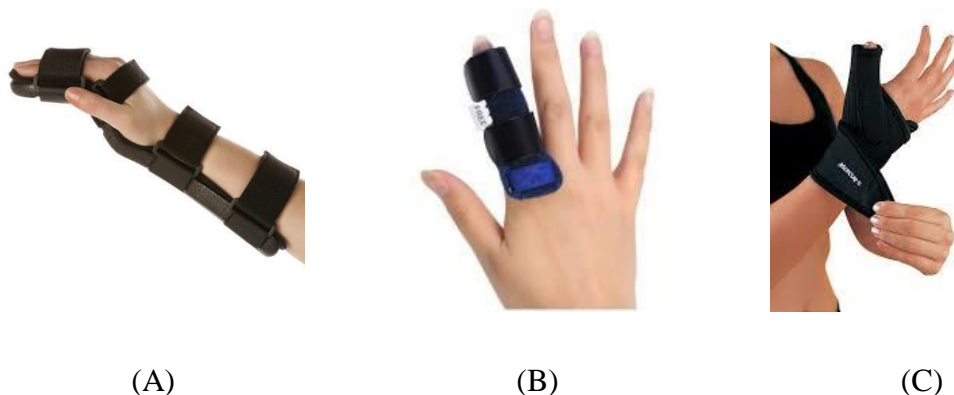


Figura A.2 – Três diferentes tipos de órteses: (A) tala palmar, que alonga os músculos flexores, (B) imobilizador circular digitálico, alonga os tecidos periarticulares e (C) imobilizador circular para o primeiro espaço intermetacárpico alonga os tecidos moles do primeiro espaço intermetacárpico. Fonte: Ministério da Saúde.

O pós-operatório é importante para fazer com que o paciente volte a ter o uso funcional da mão. Exercícios são realizados e desenvolvidos de acordo com a evolução do paciente. O Ministério da Saúde traz em Manual de Reabilitação e Cirurgia em Hanseníase, p. 84-93, 2012, uma divisão de atividades a serem realizadas durante oito semanas no paciente pós-operado. Dentre os diversos exercícios ele cita: exercícios para se obter a oposição do polegar e a posição intrínseca dos dedos, exercícios para a recuperação da flexão dos dedos, exercícios para preensão, exercícios para encaixes e rosqueio de objetos, exercício de abotoar camisas, exercícios para deslizamento do tendão flexor, dentre outros.

É importante que o terapeuta avalie periodicamente o paciente por um tempo após a execução dos exercícios para garantir que o mesmo esteja estimulando os músculos, mesmo após os treinos acabarem. O terapeuta deve orientá-lo também sobre procedimentos sobre a nova realidade que ele (paciente) se encontra.