

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAUDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA**

REGINA MAMEDE COSTA

**ADAPTAÇÃO DO USUÁRIO DE PRÓTESES MIOELÉTRICAS:
IMPLICAÇÕES NA APRENDIZAGEM DE MOVIMENTOS DA MÃO**

VITÓRIA

2017

REGINA MAMEDE COSTA

**ADAPTAÇÃO DO USUÁRIO DE PRÓTESES MIOELÉTRICAS:
IMPLICAÇÕES NA APRENDIZAGEM DOS MOVIMENTOS DA MÃO**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Rede Nordeste de Biotecnologia (RENORBIO) do Ponto Focal Espírito Santo da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Vitória
2017

REGINA MAMEDE COSTA

**ADAPTAÇÃO DO USUÁRIO AO TREINAMENTO MIOELÉTRICO:
IMPLICAÇÕES NA APRENDIZAGEM DE RECONHECIMENTO DE
PADRÕES DOS MOVIMENTOS DA MÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutora em Biotecnologia.

Apresentada em 30 de Março de 2017.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES
Orientador

Prof. Dra. Cláudia Domingues Vargas
Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ

Prof. Dr. Roberto Sagaró Zamora
Universidade Oriente (Cuba)

Prof. Dr. Alberto López Delis
Universidade de Brasília – UnB

Prof. Dr. Breno Valentim Nogueira
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

Vitória
2017

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do
Espírito Santo, ES, Brasil)

Costa, Regina Mamede, 1965 -

C834a Adaptação do usuário de próteses mioelétricas: implicações na
aprendizagem de movimentos da mão / Regina Mamede Costa – 2017.
132 f. : il.

Orientador(a): Teodiano Freire Bastos Filho.

Tese (Doutorado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito
Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Amputados. 2. Mãos. 3. Reabilitação. I. Bastos Filho, Teodiano Freire.
II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. III.
Título.

CDU: 61

AGRADECIMENTOS

A Deus por me amparar nos momentos mais difíceis, me dar força interior para superar as dificuldades, mostrar os caminhos nas horas incertas e me suprir em todas as minhas necessidades.

Aos meus pais e tia Sônia (*in memoriam*) meus eternos mestres, pelos valiosos ensinamentos de vida.

A José Geraldo e Anna Clara, por muitas vezes compreenderem minha ausência e me ajudar a atingir meus objetivos. Muito obrigada por acreditarem em mim e por me acompanhar na busca pelos *nossos* sonhos. Amo vocês.

A Raquel, Ruth, Cláudio Otávio e Marcos Vinicius, que têm acompanhado de longe a minha caminhada. Obrigada por sempre me incentivar a crescer.

Ao meu orientador Prof. Dr. Teodiano, pela oportunidade, confiança e ensinamentos durante este período.

A John Jairo, responsável pela realização de toda parte relacionada à engenharia. Sem sua parceria a execução deste trabalho não seria possível.

Aos meus colegas e amigos do CREFES, NTA/UFES e afins, que sempre estiveram dispostos a ajudar.

E a todos que de alguma forma colaboraram direta ou indiretamente para a conclusão deste trabalho.

RESUMO

Do ponto de vista fisiológico, o conhecimento da estrutura anatômica e funcional da mão é essencial para a compreensão dos mecanismos osteomioarticulares responsáveis pelos movimentos dos dedos e sua relação com as funções de preensão. Quando ocorre lesão em uma dessas estruturas, a mão pode comprometer-se, perdendo todas as funções como nos casos de amputação do membro superior. A utilização de eletromiografia de superfície para controlar próteses de membros superiores é uma opção clínica importante, a qual oferece ao amputado uma autonomia de controle por meio da contração dos músculos residuais. A complexidade biomecânica funcional da mão envolve uma grande área de representação no córtex cerebral. A aprendizagem motora em termos gerais visa a manter as habilidades existentes, a reaquisição de habilidades perdidas e o aprendizado de novas habilidades. O objetivo desta tese de doutorado foi propor e avaliar a aplicação de um novo protocolo experimental de adaptação à prótese mioelétrica com base na distinção de padrões de movimento da mão captados por sEMG do membro remanescente de amputados utilizando sinais mioelétricos (SMEs). Dez sujeitos com amputação de membro superior, de ambos os sexos, com idade média de 38,4 anos \pm 14,58. Os critérios de inclusão foram: (1) amputação transradial ou desarticulação de punho, podendo ser unilateral ou bilateral; (2) não apresentar qualquer desordem neurológica ou musculoesquelética; (3) não apresentar restrição de mobilidade articular. Todos foram previamente avaliados, incluindo aspectos de identificação, anamnese e exame físico. Para o registro do SME, foram usados quatro eletrodos ativos bipolares Ag/AgCl (*TouchBionic*®). Todos os eletrodos foram posicionados de acordo com as recomendações do SENIAM - *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle*. Para a digitalização dos SMEs, foi utilizado o sistema de aquisição de dados da *National Instrument NI USB-9001*, e para a visualização dos SMEs captados e o processamento digital desses sinais, foi desenvolvido um *software*, com interface de aquisição desenvolvida na plataforma Matlab. O protocolo experimental estabeleceu um total de treze movimentos que foram agrupados em duas categorias: GA (movimento individual dos dedos e abertura e fechamento da mão) e GB (movimentos de preensão). Os participantes desta pesquisa realizaram as tarefas em três dias consecutivos. Dois esquemas foram definidos para captura de dados: fase de treinamento e fase de validação. Os dados pertencentes à primeira sessão (S1) foram utilizados para obter um modelo de aprendizagem mecânica para classificação dos padrões, sendo que a segunda (S2) e terceira (S3) sessões foram utilizadas para validação do sistema. Embora todas as tarefas tenham sido realizadas no mesmo experimento, cada categoria foi estudada e analisada independentemente. Efetividade (Acc), Coeficiente Kappa (k) e Especificidade (Sp) foram calculados para avaliar o desempenho de cada classificador do movimento realizado. O indicador da Medida Positivo-Negativo (PNM - do inglês *Positive-Negative Measurement*) foi utilizado para mensurar a performance dos treze movimentos propostos. Foi utilizado o questionário GAS (*Goal Attainment Scale*) para avaliação da medida do alcance dos objetivos individualizados de cada usuário durante a intervenção. Durante as sessões houve diferenças no desempenho dos sujeitos na realização dos movimentos propostos, o que significa que alguns participantes facilmente conseguiram manter padrões repetidos, mesmo com poucas sessões de treinamento, enquanto outros talvez precisem de um tempo maior de treinamento para garantir um bom desempenho. Com relação aos resultados de efetividade, especificidade, coeficiente Kappa e PNM, o fato das tarefas do grupo A serem mais simples pode explicar o melhor desempenho dos voluntários nesse grupo de tarefas em relação ao desempenho nas tarefas do grupo B (GB). Os valores obtidos pelo GAS mostraram uma quantidade de acertos satisfatória para os objetivos traçados. Este estudo mostrou que os sujeitos conseguiram realizar contrações musculares, ou seja, realizar o mesmo movimento com padrões de SME distinguíveis para os diferentes movimentos nas três sessões experimentais, portanto, o desenho experimental proposto pôde ser validado em pessoas amputadas.

Palavras-chave: amputados, controle mioelétrico, padrões de reconhecimento, movimentos da mão, próteses mioelétricas, reabilitação.

ABSTRACT

From the physiological point of view, the knowledge of the anatomical and functional structure of the hand is essential for the understanding of the osteomyoarticular mechanisms responsible for the movements of the fingers and their relation to the grasping functions. When injury occurs in one of these structures, the hand can be impaired, losing all functions as in the cases of amputation of the upper limb. The use of surface electromyography to control upper limb prostheses is an important clinical option, which offers the amputated an autonomy of control through the contraction of residual muscles. The functional biomechanical complexity of the hand involves a large area of representation in the cerebral cortex. In general, motor learning aims to maintain existing skills, the re-acquisition of lost skills and the learning of new skills. The goal of this Ph.D thesis was to propose and evaluate the application of a new experimental protocol for adaptation to the myoelectric prosthesis based on the distinction of hand movement patterns captured by sEMG of the remaining limb of amputees using myoelectric signals (SMEs). Ten upper limb amputees of both sexes, mean age 38.4 years \pm 14.58, were evaluated. The inclusion criteria were: (1) transradial amputation or disarticulation of the wrist, unilateral or bilateral; (2) show no neurological or musculoskeletal disorder; (3) present no restriction of joint mobility. All of them were previously assessed including aspects of identification, anamnesis and physical examination. For MES acquisition, four Ag/AgCl active bipolar electrodes were used (TouchBionic®). All the electrodes were placed according to the SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) recommendation. To the MES digitalization, an National Instrument NI USB-9001 acquisition system was used, and to the visualization of the MES, a digital processing software was developed, with interface to Matlab. The experimental protocol established a total of thirteen movements, which were grouped into two categories: GA (individual finger movements and hands opening and closure) and GB (grasping movements). The participants executed the tasks in three consecutive days. Two schemes were defined for the data capture: training phase and validation phase. The data concerning the first session (S1) were used to obtain a model of mechanical learning to the patterns classification, and the second (S2) and third (S3) sessions were used for the system validation. Although all tasks were performed in the same experiment, each category was studied and analyzed independently. Effectiveness (Acc), Kappa Coefficient (k) and Specificity (Sp) were calculated to evaluate the performance of each classifier of the executed movement. Positive-Negative Measurement (PNM) indicator was used to measure the performance of the thirteen proposed movements, and Goal Attainment Scale (GAS) was used to assess the extent to which individual objectives of each user were reached during the intervention. During the sessions, there were differences in the performance of the subjects during the proposed movements, which means that some participants could easily maintain repeated patterns, even with few training sessions, while others may need a longer training time to ensure good performance. Regarding the results of effectiveness, specificity, Kappa coefficient and PNM, the fact that the tasks of group A are simpler may explain the better performance of the volunteers in this group of tasks in relation to the performance in the tasks of group B (GB). On the other hand, the values obtained by GAS showed a satisfactory amount of correctness for the objectives outlined. Thus, this study showed that the subjects were able to perform muscular contractions, that is, perform the same movement with distinguishable MES patterns in the three experimental sessions, therefore, the proposed experimental design was validated in all the amputees of this study.

Key Words: amputees, myoelectric control, pattern recognition, hand movements, myoelectric prosthesis, rehabilitation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ossos da mão (vista dorsal).....	21
Figura 2 - Estrutura articulares de punho e da mão	21
Figura 3 - Vista posterior do antebraço direito mostrando os extensores primários e secundários do punho.	23
Figura 4 - Vista anterior do antebraço direito mostrando os principais músculos flexores do punho.....	23
Figura 5 - Vista palmar mostrando os músculos intrínsecos da mão	24
Figura 6 - Posição funcional da mão	25
Figura 7 - Arcos da mão	26
Figura 8 - Importância dos cinco dedos na utilização da mão.	27
Figura 9 - Tipos de força de preensão.....	32
Figura 10 - Tipos de preensão de pinça ou de precisão.....	34
Figura 11 – Níveis de amputação em membros superiores..	39
Figura 12 - Tipos de prótese exoesqueléticas e endoesqueléticas	46
Figura 13 - Classificação das próteses de membro superior.....	47
Figura 14 - Exemplo de prótese passiva de membro superior	47
Figura 15 - Tipos de próteses ativas de membro superior.....	48
Figura 16 - Subsistemas da detecção eletromiográfica	52
Figura 17 - Modelos de próteses mioelétricas	53
Figura 18 - Prótese mioelétrica fabricada por impressora 3D.....	54
Figura 19 - Representação esquemática de uma unidade motora e seus componentes.....	56
Figura 20 - Representação esquemática do SME de uma unidade motora durante uma contração.....	57
Figura 21 - Fluxograma de amostragem do estudo.....	65
Figura 22 - Fluxograma do desenho experimental utilizado neste estudo.....	65
Figura 23 - Eletrodo ativo bipolar da empresa <i>TouchBionic</i> ®	66
Figura 24: Posicionamento dos eletrodos	69
Figura 25 - Grupo de amputados que participaram voluntariamente dos experimentos.....	70
Figura 26 - Segmentos extraídos dos SME.	75

Figura 27 - Interface desenvolvida para captura de registros de SMEs.	76
Figura 28 - SMEs de quadro canais..	77
Figura 29 - Esquema geral de reconhecimento de padrões EMG.....	79
Figura 30 - Etiologia das amputações dos sujeitos desta amostra.....	89
Figura 31 - Sensibilidade dos sujeitos da amostra.	92
Figura 32 - Matriz de confusão do amputado A3, com amputação transradial e movimentos do GA.....	100
Figura 33 - Matriz de confusão amputado A3, com amputação transradial e movimentos do GB.....	101
Figura 34 - Comparação da validação dos resultados entre os grupos GA e GB de todos os sujeitos amputados da amostra durante os esquemas S2 e S3.	102
Figura 35 - Resultados para índice PNM para os movimentos do Grupo A	104
Figura 36 - Resultados para índice PNM para os movimentos do Grupo B.	107
Figura 37 - Resultados obtidos pelo método de avaliação GAS.....	107

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Grupo de tipos de prensão digitais, palmares e centrais.	30
Tabela 2 - Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa	36
Tabela 3 - Indicação de prótese segundo o nível de amputação.....	49
Tabela 4 - Posicionamento dos eletrodos	68
Tabela 5 - Sequência de movimentos do Grupo A realizado no experimento.	71
Tabela 6 - Sequência de movimentos do Grupo B realizados no experimento.....	72
Tabela 7 – Índice do Coeficiente Kappa e o correspondente desempenho da classificação	80
Tabela 8 – Questionário GAS.	83
Tabela 9 - Distribuição das características demográficas dos amputados.....	84
Tabela 10 - Distribuição das características do trauma dos amputados	86
Tabela 11 - Distribuição das características do coto dos amputados da amostra. .	90
Tabela 12 - Resultados de classificação para as sessões S2 e S3, com os amputados A7 e A9	95
Tabela 13 - Resultados de classificação para as sessões S2 e S3, com os amputados A4, A6 e A10.....	96
Tabela 14 - Resultados de classificação para as sessões S2 e S3, com os amputados A1, A2, A3, A5 e A8.....	99
Tabela 15 - Resultados para índice PNM para os movimentos do Grupo A.	103
Tabela 16 - Resultados para o índice PNM para os movimentos do Grupo B.	106

LISTA DE SIGLAS

AVDs	Atividades de Vida Diária
GAS	<i>Goal Attainment Scale</i> (Escala de Alcance de Objetivos)
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i> (Potencial de ação da unidade motora)
MUAPTs	<i>Motor Unit Action Potential Train</i> (Trens de pulsos de potenciais de ação de unidade motoras)
PNM	<i>Positive-Negative Measurement</i> (Indicador da Medida Positivo-Negativo)
TA	Tecnologia Assistiva
sEMG	<i>Surface Electromyography</i> (Eletromiografia de Superfície)
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle</i> (Eletromiografia de superfície para avaliação muscular não invasiva)
SIHSUS	Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde
SME	Sinal Mioelétrico
SNC	Sistema nervoso central

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVOS	17
1.1.1	Objetivo Geral	17
1.1.2	Objetivos Específicos	17
1.2	ORGANIZAÇÃO DA TESE DE DOUTORADO	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1	MÃO	19
2.1.1	Aspectos Osteomioarticulares do Punho e Mão	19
2.1.2	Posição Funcional da Mão e Arcos Palmares	24
2.1.3	Movimentos Funcionais da Mão	27
2.1.3.1	<i>Preensão de Força</i>	31
2.1.3.2	<i>Preensão de Pinça ou de Precisão</i>	33
2.2	AMPUTAÇÃO	34
2.2.1	Níveis de Amputação em Membros Superiores	37
2.2.2	Neuroplasticidade	40
2.3	TECNOLOGIA ASSISTIVA	43
2.3.1	Prótese de Membro Superior	44
2.3.2	Prótese Mioelétrica	51
2.3.3	Eletromiografia	55
2.3.4	Aprendizado Motor	59
3	MATERIAIS E MÉTODOS	64
3.1	AMOSTRA	64
3.2	DESENHO EXPERIMENTAL	65
3.2.1	Avaliação Preliminar	66
3.2.2	Instrumentação, Preparação da Pele e Colocação de Eletrodos	66
3.2.3	Protocolo Experimental	69
3.2.4	Processamento dos SMEs	76
3.2.5	Análise Estatística	79
4	RESULTADOS	84
4.1	AVALIAÇÃO PRELIMINAR	84
4.2	AVALIAÇÃO DOS PADRÕES MIOELÉTRICOS E DA APRENDIZAGEM MOTORA	93
4.2.1	Amputados bilaterais	94
4.2.2	Amputados transradiais	96
4.2.3	Amputados com desarticulação do punho	98
4.2.4	Amputados de uma forma geral	101
4.3.1	Movimentos individuais dos dedos	102
4.3.2	Movimentos de preensão	104
4.4	QUESTIONÁRIO GAS (GOAL ATTAINEMENT SCALE)	107

4.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	108
5 CONCLUSÕES.....	109
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	114
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	129
ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA.....	130
ANEXO B - FICHA DE AVALIAÇÃO PACIENTE AMPUTADO	131

1 INTRODUÇÃO

O conhecimento da estrutura anatômica e funcional da mão é essencial para a compreensão dos mecanismos osteomioarticulares responsáveis pelos movimentos dos dedos e sua relação com as funções de preensão (KAPANDJI, 2007; MAGEE, 2010; NEUMANN, 2011).

A mão e o punho são as partes mais ativas e complexas da extremidade superior e, por isto, devido à grande necessidade de utilização e movimentação dos indivíduos no cotidiano faz com que a mão se torne um membro exposto a uma ampla incidência de lesões (HOPPENFELD, 1993; MAGEE, 2010). É expressivo o número de pessoas que evoluem para amputação de membros superiores no Brasil. Em adultos jovens, devido à maior exposição e risco, traumas relacionados a acidentes de trânsito e de trabalho, ferimentos por armas de fogo e queimaduras constituem-se em causas principais da necessidade de amputações em membros superiores (BOCCOLINI, 2000; SAGAWA, 2001; CARVALHO, 2005; PERKINS et al., 2012).

A complexidade biomecânica funcional da mão envolve uma grande área de representação no córtex cerebral. Assim, a amputação da mão leva a incapacidades relacionadas com as áreas motoras, sensoriais ou cognitivas, levando também a uma reorganização do sistema nervoso (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003; SCHIEBER; SANTELLO, 2004; LUNDY-EKMAN, 2008; REILLEY et al, 2006; SCHIEBER et al, 2009). Baseado nos conceitos da neurociência, pode-se afirmar que o córtex cerebral é altamente plástico, sofrendo modificações em todo instante diante de novas experiências ligadas aos processos de aprendizagem, memória e recuperação de lesões que afetam o sistema nervoso (UMPHRED, 2009; LENT, 2010; CUNHA, 2015).

As próteses de mão são órgãos artificiais que substituem a mão ausente. Dentre as próteses de mão, as mioelétricas são aquelas cujo controle é realizado através do sinal mioelétrico (SME) proveniente da contração muscular, ou seja, por meio de eletromiografia de superfície (sEMG, do inglês *Surface Electromyography*). O SME

consiste na manifestação elétrica da atividade neuromuscular associada à contração/distensão de determinado músculo. O SME, que é de baixa amplitude, pode ser detectado em determinados pontos da superfície da pele através da técnica de sEMG, o que viabiliza sua aplicação como sinal de controle de membros artificiais. A maioria das próteses mioelétricas utilizam determinados padrões dos SMEs para o controle de suas funções (abertura e fechamento das mãos artificiais) (NATALI, 2006; PEERDEMAN et al, 2011; ISON; ARTEMIADIS, 2014, ROCHE, 2014; BOYALI; HASHIMOTO, 2016).

Historicamente, os pesquisadores têm utilizado sujeitos não amputados para quantificar o desempenho de reconhecimento de padrões de SMEs, com o objetivo simples de comparar a precisão de classificação de diferentes algoritmos de reconhecimento de padrões (LI; SCHULTZ; KUIKEN, 2010; BOYALI; HASHIMOTO, 2016). No entanto, poucos trabalhos relatam resultados exclusivamente com amputados (CASTELLINI, 2009; POWELL; THAKOR, 2013; POWELL; KALIKI; THAKOR, 2014; BENZ et al, 2016; AL-TIMEMY et al, 2016), tal como feito em nosso estudo.

Vários estudos têm sido realizados levando em conta a utilização de sEMG em pacientes amputados. Suas utilidades incluem o uso no processo de reabilitação, diagnóstico e estimativa da evolução do paciente durante a reabilitação (VAN DER SLUIS; BONGERS, 2014; CORDELLA et al, 2016). Por outro lado, a sEMG também é uma ferramenta terapêutica que oferece condições favoráveis para o treinamento motor e aquisição de habilidades durante o treinamento para o uso futuro de uma prótese de membro superior em pacientes amputados, provendo-os com elementos importantes, como a repetição, retroalimentação e motivação (BOUWSEMA; VAN DER SLUIS; BONGERS, 2014).

A aprendizagem motora explora e proporciona à aquisição de habilidades motoras quais sejam os fatores que a influenciam e os mecanismos e processos subjacentes às mudanças no comportamento motor em virtude de prática. Estabelece uma associação de processos com a prática ou experiência, conduzindo a mudanças relativamente permanentes na capacidade para melhora das habilidades dos movimentos (CUNHA, 2015). É influenciada pelos diferentes estágios de aprendizagem, tipo de tarefa, informação de retorno (feedback) e

prática. Entre estes, o *feedback* (retroalimentação) e a prática da atividade constituem os fatores mais importantes. Além destes fatores, as instruções verbais, as características do meio, a participação ativa e motivação do sujeito, o controle postural e a memória também influenciam o processo de aprendizagem motora (CANO-DE-LA-CUERDA et al., 2012).

Na literatura científica, as estratégias para o controle mioelétrico convencional já foram bem descritas (BASMAJIAN & DE LUCA, 1995; MERLETTI & PARKER, 2004; OSKOEI & HU, 2007). Muitas vezes, métodos não-invasivos utilizam vários eletrodos para registrar os SMES, e algoritmos de reconhecimento de padrões são utilizados para classificar o desempenho do movimento. Grande parte dos estudos neste domínio ainda apresenta sérios problemas. Por exemplo, os estudos descritos utilizam poucos sujeitos (relação amputados e não-amputados), diferentes número de tarefas realizadas, poucos parâmetros clínicos dos amputados (por exemplo, porcentagem do membro remanescente, sensação de membro fantasma, uso de prótese), pouco entendimento dos fenômenos fisiológicos (como a reorganização cortical que pode afetar a capacidade natural do uso de uma prótese), além do que a precisão no reconhecimento do movimento realizado nunca é suficiente para evitar uma classificação errada do grande número de movimentos possíveis, que é primordial na vida real. Todas essas considerações dificultam a obtenção de resultados estatisticamente relevantes (ATZORI et al.; 2014; DE GRAAF, 2016; CORDELLA et al, 2016).

Além disso, estudos exclusivamente com pacientes amputados são importantes para o entendimento de suas particularidades, o que pode ajudar no delineamento de estratégias de reabilitação para se alcançar um melhor desempenho na execução de tarefas mais complexas, a fim de utilizar próteses mioelétricas cada vez mais modernas (ATZORI et al.; 2016; BENZ et al, 2016; AL-TIMEMY et al, 2016).

Diante do exposto, a principal hipótese deste estudo é que amputados de membro superior, com tempos diferentes de amputação, são capazes de produzir padrões mioelétricos apropriados por meio de treinamento.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Propor e avaliar a aplicação de um novo protocolo experimental de adaptação à prótese mioelétrica com base na distinção de padrões de movimento da mão captados por sEMG do membro remanescente de amputados utilizando sinais mioelétricos (SMEs).

1.1.2 Objetivos Específicos

- Definir o protocolo experimental envolvendo a utilização de sEMG em pacientes amputados;
- Comparar o desempenho dos amputados em função dos padrões dos SMEs registrados durante a realização de diferentes movimentos;
- Analisar os padrões dos SMEs dos amputados em função da ativação muscular nos movimentos individuais dos dedos e movimentos de preensão.

1.2 ORGANIZAÇÃO DA TESE DE DOUTORADO

Esta Tese de Doutorado é organizada em cinco capítulos, descritos a seguir.

No Capítulo 1 são apresentados a motivação para o desenvolvimento do trabalho e os objetivos propostos.

No Capítulo 2 são feitas considerações sobre os aspectos osteomioarticulares e funcionais da mão, bem como a descrição dos tipos de pinças de preensão e precisão, e tipos de amputação e níveis de amputação em membros superiores,

com destaque para neuroplasticidade e conceitos de tecnologia assistiva, com ênfase em próteses mioelétricas, sEMG e aprendizado motor.

A descrição do protocolo experimental utilizado no desenvolvimento deste trabalho é realizada no Capítulo 3, referente aos materiais e métodos.

No Capítulo 4 são apresentados e discutidos os resultados obtidos no reconhecimento de padrões relacionados aos sinais mioelétricos de movimentos funcionais da mão em amputados.

Por fim, no Capítulo 5, são apresentadas as considerações finais desta tese de doutorado e as propostas para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 MÃO

Presente em praticamente todas as atividades do homem, a mão humana é considerada a ferramenta musculoesquelética mais sofisticada e diferenciada do ser humano (SCHIEBER; SANTELLO, 2004; JONES; LEDERMAN; 2006; DIAS et al., 2010). Do ponto de vista fisiológico, a mão não é somente um órgão de execução, mas também um receptor sensorial extremamente sensível e preciso (KAPANDJI, 2007). É também um dos principais órgãos efetores dos nossos comportamentos motores mais complexos, ajudando também a expressar emoções através de gestos, contato, música e arte (NEUMANN, 2011).

A mão pode coordenar uma grande variedade de movimentos, e sua estrutura anatômica e funcional complexa converge principalmente para a realização das preensões (Nordin; Frankel, 2003, KAPANDJI, 2007). Também possui uma grande importância funcional, devido à sua capacidade sensorial de discriminação e sua movimentação complexa e delicada, capaz de executar variados tipos de pinças e preensões (KAPANDJI, 2007; MAGEE, 2010; NEUMANN, 2011).

2.1.1 Aspectos Osteomioarticulares do Punho e Mão

A mão e o punho são as partes mais ativas e complexas da extremidade superior, e sua mobilidade é aumentada por uma ampla gama de movimentos do ombro e movimentos complementares do cotovelo (MAGEE, 2010). Uma boa integridade e funcionalidade de todos os segmentos do membro superior resultam em uma boa função da mão, sendo esta considerada o mais importante órgão do sistema músculo esquelético, pois tem a capacidade de trabalhar como um órgão de

preensão forte e de movimentos delicados ao mesmo tempo, além de ter grande importância sensorial e de discriminação (SHIEBER; SANTELLO, 2004).

O complexo articular do punho/mão é considerado peça chave para o funcionamento da mão, sendo o responsável por conectar a mão ao antebraço e proporcionar ampla mobilidade e estabilidade, sendo capaz também de realizar um arco de movimento substancial e, desta forma, aumentar sua função (NORDIN; FRANKEL, 2003).

A imensa variabilidade de movimentos é proporcionada por ossos, diversas articulações e um extenso e intricado sistema ligamentar e muscular (MAGEE, 2010). A mão pode ser usada de uma maneira muito primitiva, como um gancho, ou, mais frequentemente, como um instrumento altamente especializado que efetua manipulações muito complexas, exigindo múltiplos níveis de força e precisão (NEUMANN, 2011).

A coordenação e funcionalidade da mão, assim como sua capacidade de mudar de forma, adaptando-se a diferentes tipos de objetos, deve-se ao fato da existência de seus 23 graus de liberdade, sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e, mais dois para o punho. Para toda esta liberdade de movimentação, a mão possui 27 (vinte e sete) ossos e utiliza inúmeros músculos intrínsecos e extrínsecos, além de inúmeros tendões e ligamentos (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

O punho, ou carpo, possui oito ossos dispostos em duas fileiras, uma proximal e outra distal. A fileira proximal é constituída por quatro ossos, posicionados anatomicamente de lateral para medial com ossos escafoide; semilunar; piramidal e pisiforme. Essa fileira proximal articula-se com o rádio (exceto pisiforme). A fileira distal é constituída, de lateral para medial, pelos ossos: trapézio; trapezóide; capitato e hamato. A fileira distal inclui: capitato, trapézio, trapezóide e hamato. A mão tem cinco metacarpos, muitas vezes chamadas coletivamente “metacarpo”, e cada um dos cinco dedos contém um conjunto de falanges (Figura 1). Os dedos são designados numericamente de um a cinco em: polegar, indicador, médio, anular e mínimo (NORDIN; FRANKEL, 2003; NEUMANN, 2011).

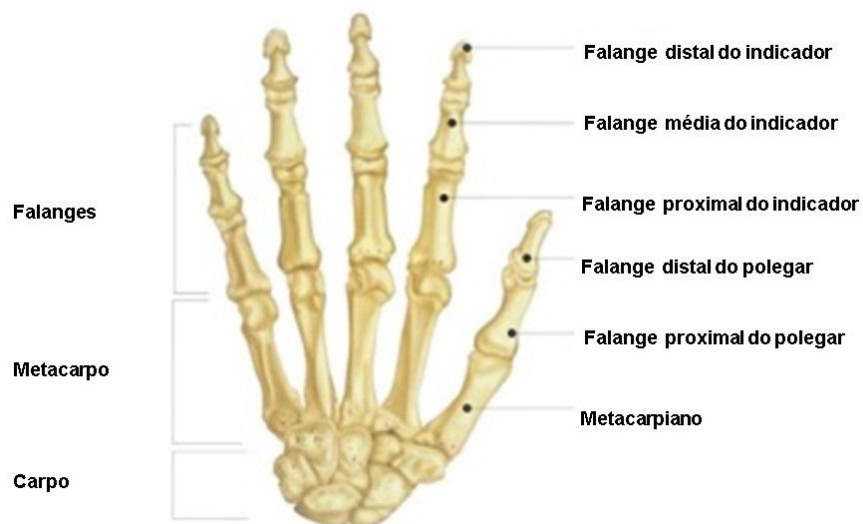


Figura 1 - Ossos da mão (vista dorsal). Fonte: Adaptado de Tortora e Grabowski, 2002.

O punho e mão podem realizar tanto movimentos de precisão quanto de potência, devido à quantidade de articulações controladas por numerosos músculos. Embora as articulações do antebraço, punho e mão sejam aqui analisadas de forma separada, elas não atuam de modo isolado, ao contrário, atuam como grupos funcionais. A posição de uma articulação influencia a posição e a ação das outras articulações. As articulações entre os ossos do punho e da mão são (Figura 2): articulação rádio cárpica, articulação mediocárpica, articulações carpometacarpianas (dedos e polegar) e articulações interfalangianas (HAMIL; KNUTZEN, 1999; CAETANO, 2000; MAGEE, 2010; NEUMANN, 2011).

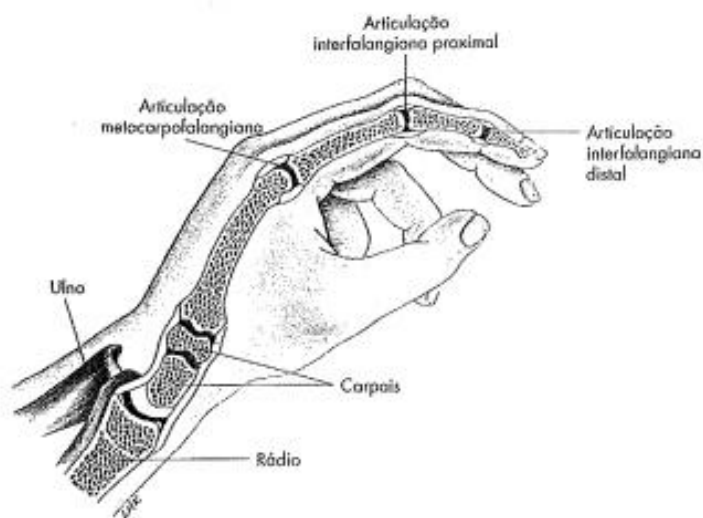


Figura 2 - Estrutura articulares de punho e da mão. Fonte: Thompson, Floyd, 2006.

Essencialmente, todos os músculos que cruzam o punho possuem várias ações, quer no próprio punho, quer nos dedos, mais distalmente (NEUMANN, 2011). Os músculos podem ser divididos em grupos extrínsecos e intrínsecos da mão. Os músculos que possuem ação sobre punho e dedos, e não têm as suas fixações localizadas na mão, são denominados extrínsecos; enquanto que os músculos intrínsecos possuem suas fixações na mão e são responsáveis pelos movimentos precisos e delicados da mão (HAMIL; KNUTZEN, 1999; SMITH; WEISS; LEHMKUL, 1997).

O papel primário dos músculos do punho é dar uma base estável para a mão enquanto permite ajustamentos posicionais que contribuem para uma ótima relação comprimento-tensão nos músculos longos dos dedos (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

O punho é controlado por um conjunto primário e secundário de músculos. Os tendões dos músculos, no conjunto primário, se anexam distalmente dentro do carpo, ou no final proximal adjacente dos metacarpos, sendo que esses músculos agem essencialmente apenas no punho. Nos tendões, no conjunto secundário, cruzam o carpo e continuam seguindo distalmente para se anexarem aos dedos. Os músculos secundários, portanto, agem sobre o punho e a mão (NEUMANN, 2011).

Os extensores primários do punho são divididos em: extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo e extensor ulnar do carpo (Figura 3). O extensor dos dedos também é capaz de gerar um torque significativo na extensão do punho, mas está envolvido principalmente na extensão dos dedos. Outros extensores secundários do punho são o extensor do indicador, extensor do dedo mínimo e o extensor longo do polegar (SMITH; WEISS; LEHMKUL, 1997; NORKIN; LEVANGIE, 2001; NEUMANN, 2011).

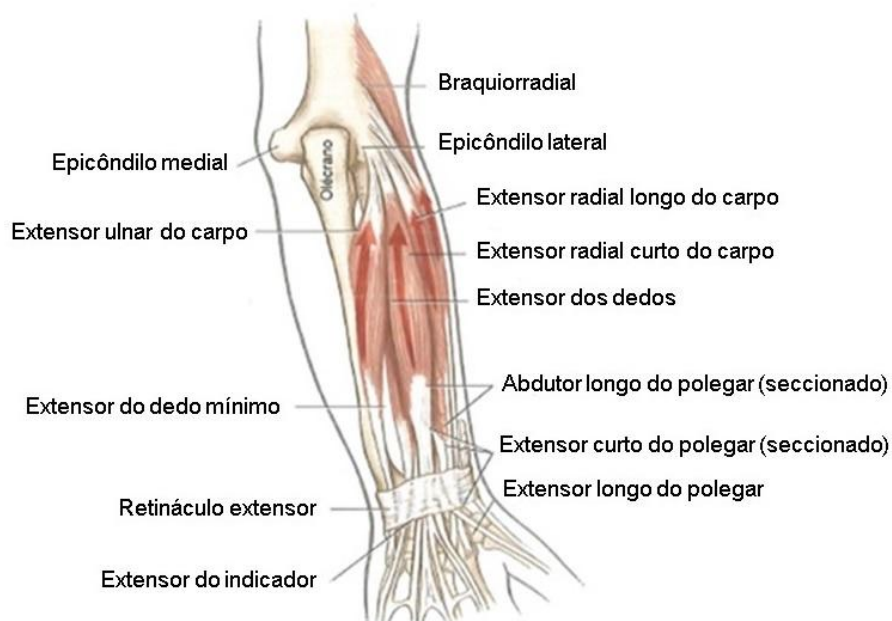


Figura 3 - Vista posterior do antebraço direito mostrando os extensores primários e secundários do punho.
Fonte: Neumann, 2011.

Os três flexores primários do punho são o flexor radial do carpo, o flexor ulnar do carpo e o palmar longo (Figura 4). Outros músculos secundários capazes de flexionar o punho são os flexores extrínsecos dos dedos, os quais são divididos em: flexor profundo dos dedos, flexor superficial dos dedos e flexor longo do polegar. Com o punho em posição neutra, o abductor longo do polegar e o extensor curto do polegar atuam na flexão do punho (SMITH; WEISS; LEHMKUL, 1997; NORKIN; LEVANGIE, 2001; NEUMANN, 2011).



Figura 4 - Vista anterior do antebraço direito mostrando os principais músculos flexores do punho.
Fonte: Neumann, 2011.

Os músculos intrínsecos são aqueles que se originam e se inserem na mão sendo que, a ação dessa musculatura é de fundamental importância. São constituídos pelos seguintes músculos (Figura 5): músculos da eminência tenar, músculos da eminência hipotênar, músculos interósseos dorsais, músculos interósseos ventral e músculos lumbricais (CAETANO, 2000; MATTAR Jr; AZZE, 2008).

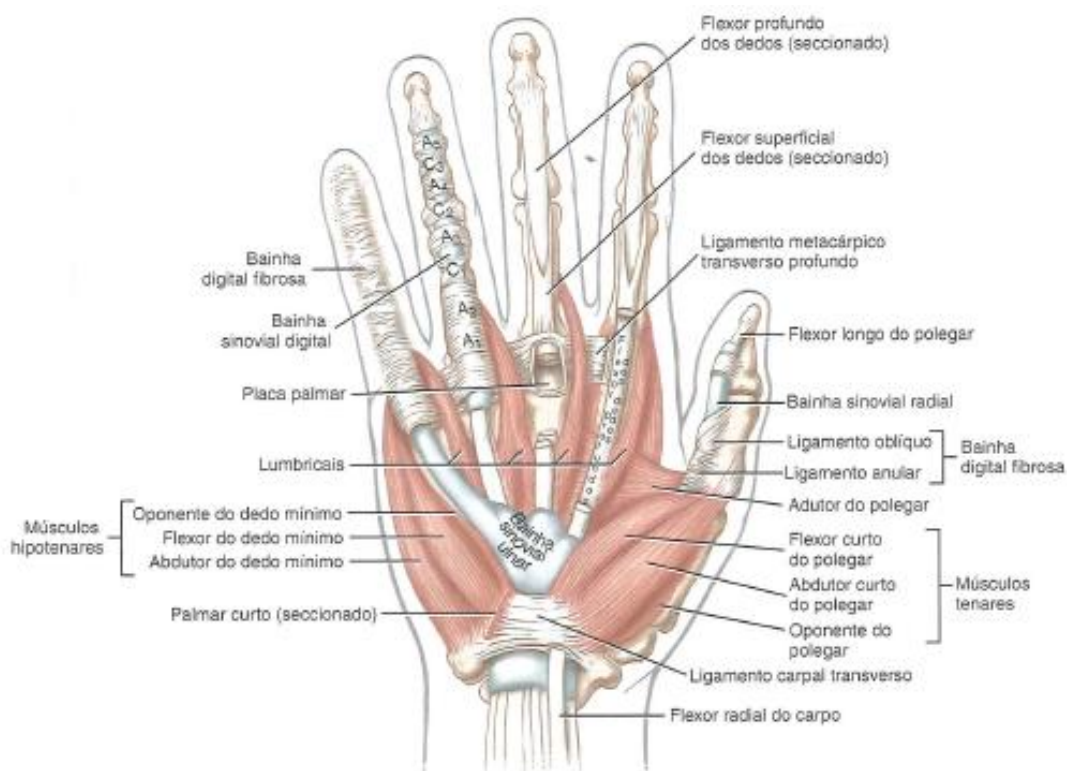


Figura 5 - Vista palmar mostrando os músculos intrínsecos da mão. Fonte: Mattar Jr; Azze, 2008.

2.1.2 Posição Funcional da Mão e Arcos Palmares

Embora as articulações do punho, da mão e dos dedos possuam uma amplitude de movimento relativamente grande, a maior parte das atividades funcionais diárias não requer uma amplitude completa (MAGEE, 2010). A posição funcional da mão é aquela que ela apresenta antes de realizar qualquer movimento (Figura 6), na qual o punho encontra-se em flexão dorsal de 20° a 30°, com ligeira inclinação ulnar da mão e discreta flexão dos dedos, que vai se acentuando do indicador ao mínimo. Além disso, o polegar apresenta-se em abdução e oposição, em frente ao plano da

palma da mão, com as articulações metacarpofalangeana e interfalangeana ligeiramente fletidas (CAETANO, 2000; PARDINI JR., 2006).

A posição do punho otimiza o poder dos flexores dos dedos, de forma que o fechamento da mão possa ocorrer com o menor esforço possível. É também a posição na qual todos os músculos do punho estão sob igual tensão (NORKIN; LEVANGIE, 2001, ASSUMPÇÃO, 2005, FERRIGNO, 2008).



Figura 6 - Posição funcional da mão. Fonte: Ferrigno, 2008.

A arquitetura formada pelas estruturas ósseas e equilíbrio muscular que permite a concavidade da mão para apreensão de diversos objetos é mostrada na figura 7. Do ponto de vista funcional, ela é arranjada em um sistema de três arcos: dois arcos transversos e um longitudinal. O arco transversal proximal é formado pela fileira distal de ossos do carpo, e o arco transversal distal passa através das articulações metacarpofalangeanas. O arco longitudinal segue a forma geral do segundo e terceiro raios (CAETANO, 2000; PARDINI JR, 2006, FERRIGNO, 2008; NEUMANN, 2011).

Conforme mostrado na Figura 7, todos os três arcos da mão são interligados mecanicamente. Os arcos da mão são suportados por uma estrutura com uma pedra angular central. O osso capitato é a pedra angular do arco transversal e a segunda e terceira articulações metacarpofalangeanas servem como pedras angulares tanto do arco transversal distal quanto do longitudinal (NEUMANN, 2011). Essa disposição em arcos é arranjada de tal forma que no movimento de flexão dos dedos as suas pontas convergem para um mesmo ponto, que corresponde à tuberosidade do escafoide (PARDINI JR, 2006).

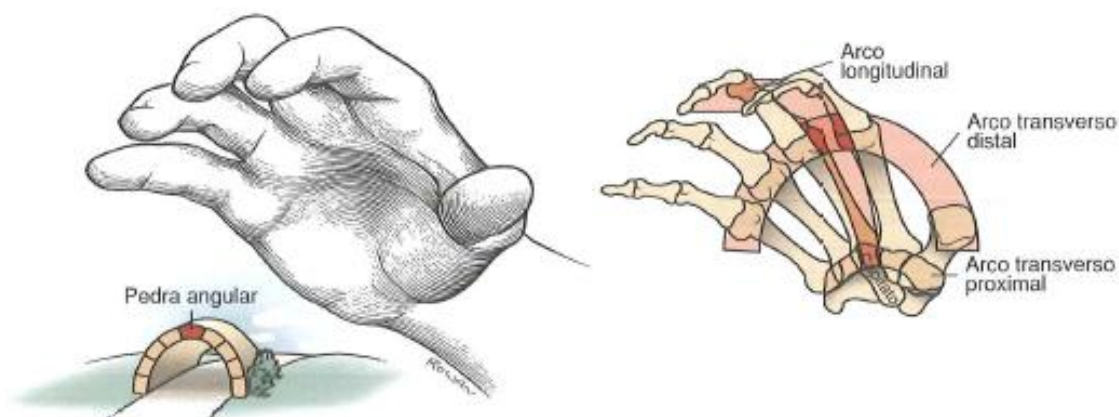


Figura 7 - Arcos da mão. Fonte: Neumann, 2011

A capacidade de preensão da mão é devida à sua arquitetura, que permite que a mesma esteja amplamente espalmada, ou fechada sobre ela mesma, ou ao redor de um objeto (KAPANDJI, 2007). A mobilidade do 1º, 4º e 5º raios ao redor do 2º e 3º raios permite que a palma da mão fique plana ou côncava para acomodar objetos de tamanhos diferentes com uma máxima ou mínima superfície de contato. Um raio descreve um osso metacárpico e suas falanges associadas (PARDINI JR, 2006; NEUMANN, 2011).

Considerando a função da mão, verifica-se que cada dedo possui um valor funcional individual e específico, sendo que este valor depende de sua força, mobilidade e relações com os outros dedos, especialmente com o polegar (TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996).

Os dedos são divididos em dois grupos: quatro dedos longos e um dedo curto, o polegar. Quando a mão está prestes a segurar um objeto, os dedos longos se estendem sob a ação dos músculos extensores. A extensão dos dedos diminui do indicador ao dedo mínimo, enquanto o polegar se estende e se separa em abdução, graças à profundidade de sua comissura. Os cinco dedos não têm a mesma importância na utilização da mão, que são divididos em três partes (Figura 8):

- O polegar, com destaque para o seu papel preponderante, devido à sua capacidade de oposição aos outros dedos;

- A zona das pinças, que inclui o dedo médio e, sobretudo, o dedo indicador, indispensável para a formação da pinça bidigital (polegar/indicador) ou pinça tridigital (polegar/indicador/médio).
- A zona das preensões, margem ulnar da mão, com os dedos anular e mínimo, os quais são indispensáveis para garantir a firmeza da preensão, com toda a palma ou ainda a empunhadura (KAPANDJI, 2007).



Figura 8 - Importância dos cinco dedos na utilização da mão. Fonte: Kapandji, 2007.

2.1.3 Movimentos Funcionais da Mão

A complexa estrutura anatômica e funcional da mão converge principalmente para a realização das preensões, as quais são observadas constantemente dentre as Atividades de Vida Diária (AVDs) de qualquer indivíduo (FERREIRA et al., 2011). A capacidade de utilizar a mão como uma pinça ou garra é denominada preensão. (NORDIN; FRANKEL, 2003; KONIN, 2006). Por outro lado, considerando a multiplicidade de movimentos, a mão possui várias formas de “pega” ou “empunhadura”, sendo que a diversidade de empunhaduras produz diferentes capacidades motoras de intensidades variadas (BLAIR, 2001).

Existem dois tipos básicos de preensão, amplamente apresentados na literatura: a preensão palmar ou de força e a preensão de precisão ou pinça. A diferença entre os dois movimentos está na área de aplicação de força, em que a preensão de

precisão, utilizada em tarefas mais finas, a força é aplicada na ponta dos dedos, enquanto na preensão de força na palma da mão (NAPIER, 1956; MOREIRA; ALVAREZ, 2002; DIAS et al., 2010).

O poder de agarrar é o ato de força que resulta em flexão de todas as articulações dos dedos. Quando o polegar é usado, ele age como um estabilizador do objeto seguro entre os dedos e a palma da mão. A precisão manual, ao contrário, é a colocação habilidosa de um objeto entre os dedos, ou dedo e polegar, sendo que a palma não está envolvida. O agarrar e a precisão manual podem ser diferenciados sobre as bases da fase estática e dinâmica envolvidas. O agarrar é o resultado de uma sequência de: (1) abrir a mão, (2) posicionar os dedos, (3) aproximar os dedos e (4) manter uma fase estática que realmente constitui a garra. Isso contrasta com a precisão manual que acompanha os três primeiros passos da sequência, mas não contém a fase estática. Na precisão manual, os dedos e o polegar seguram o objeto com a intenção de manipulá-lo na mão; na garra, o objeto é seguro de forma que possa ser movido através do espaço pelas articulações mais proximais (NORKIN; LEVANGIE, 2001; MAGEE, 2010).

Para classificar os tipos de preensão da mão, são utilizados diferentes critérios funcionais, como: área de contato mão-objeto, número de dedos que participam, e formato da mão na execução da preensão (SILVA, 2011). Existem muitas taxonomias em relação ao ato preênsil, as quais são desenvolvidas a partir de diferentes casos, já que a preensão não é definida somente pela forma ou tamanho do objeto, mas também pela atividade pretendida (FEIX et al., 2009; SILVA et al., 2008).

Muitos estudos estão sendo realizados com o objetivo de avaliar a capacidade manipulativa das mãos, principalmente com relação à aplicação de força. Napier (1956), uma das primeiras referências nesse campo, estudou os movimentos da mão e classificou as preensões em dois grupos: a preensão de força (palmares) e a preensão de precisão (digitais) (MOREIRA; ALVAREZ, 2002).

Kapandji (2007) dividiu de uma forma mais detalhada os padrões de preensão em três grandes grupos: as preensões propriamente ditas, que também podem ser

denominadas pinças, preensões com atuação da gravidade; e preensões mais movimentos.

- Preensões ou pinças, propriamente ditas são classificadas em três grupos: preensões digitais, preensões palmares e preensões centrais, as quais não exigem a participação da gravidade. As preensões ou pinças digitais são subdivididas em dois grupos: pinças bidigitais e pinças pluridigitais. Por outro lado, as preensões palmares utilizam a palma da mão, além dos dedos, sendo que essas preensões são divididas em dois tipos: as que utilizam o polegar e as que não o utilizam. As preensões centrais ou direcionadas são muito úteis, exigindo a integridade da flexão dos três últimos dedos, a extensão completa do dedo indicador, e um mínimo de oposição do polegar para a qual a flexão da articulação interfalângica não é indispensável. A Tabela 1 mostra os principais tipos de preensão digitais, palmares e centrais.
- Preensões com atuação da gravidade: a mão serve de suporte, como quando sustenta uma bandeja, o que supõe que a mão consegue ficar espalmada, palma horizontal para cima, portanto, em supinação completa e sem os dedos em garra.
- Preensões mais movimentos: o movimento se dá pelo funcionamento individual de cada objeto e pela aplicabilidade de cada função exercida pela mão, a qual pode mover-se dependendo da ação pretendida como, por exemplo, lançar um pião, acender um isqueiro ou comer com *hashi*.

Tabela 1 – Grupo de tipos de preensão digitais, palmares e centrais.

PREENSÃO PROPRIAMENTE DITA			
PREENSÕES OU PINÇAS DIGITAIS		PREENSÕES PALMARES	PREENSÕES CENTRAIS
PINÇAS BIDIGITAIS	PINÇAS PLURIDIGITAIS		
Terminal 	Tridigital Pulpar 	Digito Palmar 	
Subtérmino lateral 	Tetradigital Pulpar 	Palmar com a “mão toda” 	
Subterminal 	Pentadigital Pulpar 	Palmar cilíndrica 	

Fonte: Adaptado de KAPANDJI, 2007.

Segundo Cunha (2002), para as diversas formas de objetos, a mão assume diversas formas, de modo a segurar esses objetos. Essas formas são chamadas de funções estáticas da mão e, são padrões de agarrar os diferentes tipos de objetos. Este ato de agarrar um objeto pode estar relacionado à força e ao momento exercido no objeto pela “garra”, fazendo-o mover ou mantendo-o em equilíbrio estável. Entretanto, por praticidade, as diversas funções que a mão pode assumir

podem ser divididas em dois grandes grupos: as pinças e as garras propriamente ditas.

Embora esse conceito dos padrões de pinça e preensão da mão possa parecer simples, a realização dessas funções é extremamente complexa do ponto de vista biomecânico, pois envolve não só o movimento integrado de todas as articulações da mão ao mesmo tempo, mas também um controle central normal e uma interação muscular perfeita. Além disso, toda essa ação requer uma integridade sensitiva dos dedos, caracterizada pela riqueza de corpúsculos sensitivos especializados e terminações livres nas polpas digitais (PARDINI JR, 2006).

2.1.3.1 Preensão de Força

A preensão de força envolve segurar um objeto entre os dedos parcialmente flexionados, em oposição à contrapressão gerada pela palma da mão, a eminência tenar e o segmento distal do polegar. Como o nome sugere, ela favorece o uso total da força (PARDINI Jr, 2006).

Os dedos, no ato de agarrar, geralmente funcionam para manter a forma de gancho e segurar um objeto no interior da palma da mão. Os dedos assumem uma posição flexora sustentada que varia em grau, forma, tamanho e peso do objeto. A palma contorna o objeto enquanto forma um arco em torno dele, e o polegar pode servir como uma superfície adicional dos dedos da palma, visando a sua adução contra o objeto, ou ele pode ser removido do objeto. A preensão força pode ser classificada em quatro tipos distintos (Figura 9):

- **Preensão cilíndrica:** usa quase que exclusivamente flexores para levar os dedos ao redor do objeto e manter a garra. Esta é realizada entre as superfícies palmar da mão e dos dedos, sendo utilizada para segurar objetos cilíndricos como um copo; quanto maior o diâmetro do objeto, menor será a firmeza da preensão.

- **Preensão esférica:** é similar em muitos aspectos à garra cilíndrica. A distinção principal é dada pela maior expansão dos dedos ao circundar o objeto. Esta garra pode ser realizada com três, quatro ou cinco dedos, sendo que ocorre apoio da superfície palmar de todo o polegar e dos dedos envolvidos, com o apoio no último dedo realizado em sua superfície radial das falanges média e distal.
- **Preensão em gancho:** é igualmente uma forma especializada de preensão. É uma função primária dos dedos, podendo incluir a palma, mas não inclui o polegar. Envolve a ação dos músculos flexores profundo e superficial dos dedos parcialmente flexionados.
- **Preensão lateral ou palmar:** utiliza a palma da mão, além dos dedos. Esta preensão é dividida em dois tipos: a que utiliza o polegar e a que não o utiliza. É utilizada para segurar objetos pesados e relativamente volumosos, como cabo de ferramenta (martelo, serrote), vassoura e cabo de secador de cabelos (NORKIN; LEVANGIE, 2001; KONIN, 2006; KAPANDJI, 2007; MAGEE, 2010; NEUMANN, 2011).

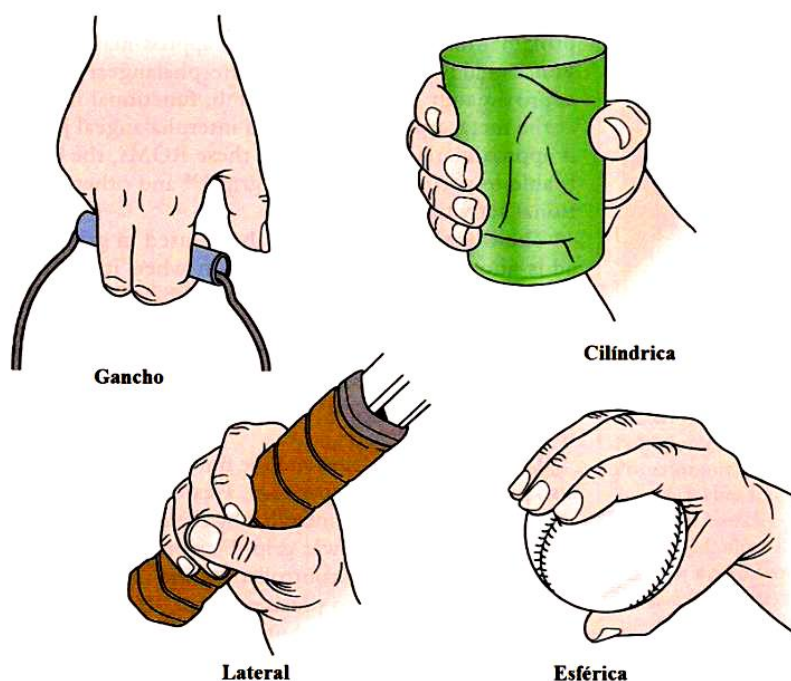


Figura 9 - Tipos de força de preensão. Fonte: Magee, 2010.

2.1.3.2 *Preensão de Pinça ou de Precisão*

A preensão de pinça ou de precisão é a função mais importante e mais especializada da mão. Na maioria das vezes, ela é realizada com o polegar e os dedos indicador e médio e, na sua execução, é necessário que todas as estruturas da mão entrem em ação (PARDINI JR., 2006). Os dedos indicador e médio fornecem o controle, ao atuarem com o polegar, formando um “tripé dinâmico”, para a obtenção de precisão. Nas preensões de pinça, utiliza-se o polegar e os demais dedos, podendo envolver ou não a palma; isso significa que há contato tipo polpa entre o polegar e os dedos, com o polegar se opondo aos dedos (MAGEE, 2010).

Existem três tipos básicos de preensão de pinça (Figura 10) e todas elas partem da posição funcional da mão ou posição de repouso (PARDINI JR., 2006).

- **Pinça polpa-a-polpa ou de ponta:** é a realizada com as pontas dos dedos, e a área de contato é restrita à extremidade distal da polpa digital. Essa pinça é utilizada para pegar objetos pequenos, sendo a mais delicada e precisa das pinças digitais.
- **Pinça lateral ou pinça de chave:** é a que é executada com o lado dos dedos e é usada em algumas AVDs, como segurar um objeto entre os dedos ou acionar uma chave. A área de contato é entre a superfície lateral dos dedos e a polpa do polegar, ou entre dois dedos. É considerada a mais forte das três pinças.
- **Pinça tridigital, tripode ou palmar:** é realizada entre as polpas digitais dos dedos polegar, indicador e médio. É utilizada em cerca de 60% das AVDs, como pegar uma caneta, sendo considerada uma pinça de força intermediária (PARDINI JR., 2006; MAGGE, 2010, FERREIRA et al., 2011, KAPANDJI, 2007).

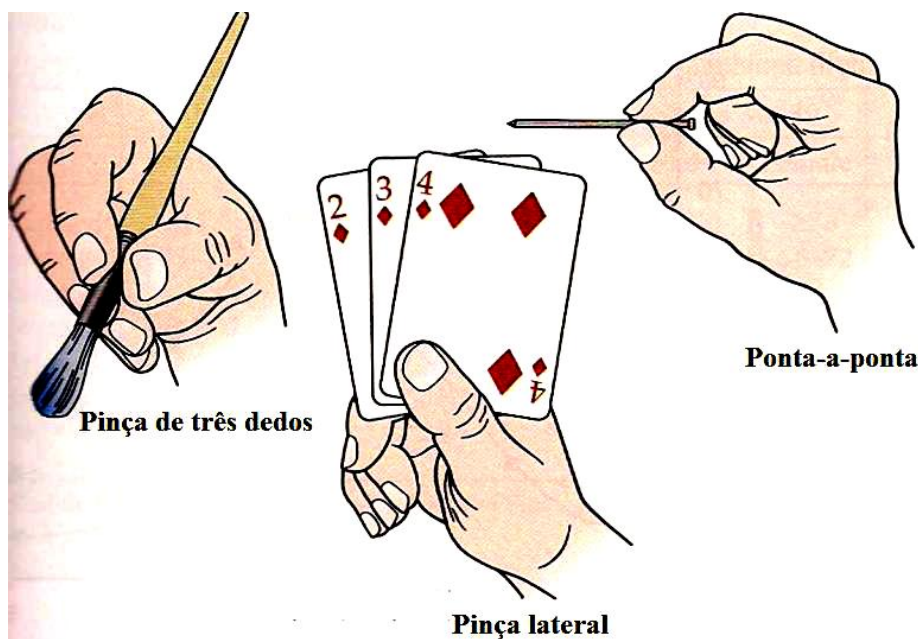


Figura 10 - Tipos de prensão de pinça ou de precisão. Fonte: Magee, 2010.

2.2 AMPUTAÇÃO

Uma vez comentado sobre aspectos referentes à mão humana, neste tópico se discutem os efeitos da amputação.

Segundo Carvalho (2003), amputação é uma palavra derivada do latim, tendo o significado de ambi = ao redor de/em torno de, e putatio = podar/retirar, definida como a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial, de um membro do corpo. As amputações de extremidades são relatadas desde os primórdios da história da humanidade, sendo um dos primeiros procedimentos cirúrgicos realizados (REIS; CASA JÚNIOR; CAMPOS, 2012).

Conforme descreve Carvalho (1999), as amputações se dão por dois processos distintos: urgência ou indicação eletiva. A primeira trata de traumas que acarretam risco à vida do indivíduo, e a segunda se aplica a outras enfermidades mais leves, possibilitando ao indivíduo uma recuperação mais rápida e proporcionando melhor qualidade de vida.

O Censo de 2010 realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) mostrou que existem 46 milhões de brasileiros, sendo que cerca de 24% da população declarou possuir pelo menos uma das deficiências (mental, motora, visual e auditiva), que inclui 7,0% com dificuldade motora (IBGE, 2010).

É expressivo o número de pessoas que evoluem para amputação de membros superiores no Brasil. Traumas relacionados a acidentes de trânsito e de trabalho, moléstias tropicais, doenças ateroscleróticas e o diabetes mellitus constituem-se em causas principais da necessidade de amputações. Apesar de todos os avanços tecnológicos da saúde, paradoxalmente, a amputação continua sendo uma das opções terapêuticas utilizadas, aumentando o número de pessoas com deficiência física no país (MONTIEL; VARGAS; LEAL, 2012).

No Brasil, estima-se que a incidência de amputações seja de 13,9 por 100.000 habitantes/ano. Na literatura mundial, há controvérsias quanto ao número de amputações, variando de 2,8 a 43,9 por 100.000 habitantes/ano, sendo a incidência mais significativa em indivíduos com doenças vasculares, seguidas das etiologias neuropáticas, traumáticas, tumorais, infecciosas e congênitas (UNWIN, 2000; SPICHLER et al., 2001; QUEIROZ et al., 2015).

Causas traumáticas são responsáveis por 10,6% dessas amputações, devido a acidentes de trânsito, ferimentos por armas de fogo (sendo essa a segunda maior causa de traumatismos), queimaduras ou acidentes de trabalho e, normalmente, acometem indivíduos mais jovens (BOCCOLINI, 2000; SAGAWA et al., 2001; PERKINS et al., 2012).

A Tabela 2 apresenta os tipos de amputação, classificados de acordo com as suas causas, e as correspondentes quantidades e percentual, de acordo com estudos realizados pelo Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde (SIHSUS) em 2011 (BRASIL, 2011).

Tabela 2 - Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa - SIHSUS, 2011.

	Causas	Frequência	%
1	Causas externas	16.294	33,1%
2	Algumas doenças infecciosas e parasitárias	8.808	17,9%
3	Doenças do aparelho circulatório	7.905	16,1%
4	Diabetes	6.672	13,6%
5	Gangrena (não classificada em outra parte)	5.136	10,4%
6	Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo	2.961	6,0%
7	Neoplasias	957	1,9%
8	Doenças da pele e do tecido subcutâneo	230	0,5%
9	Malformações congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas	202	0,4%
	Total	49.165	100%

Fonte: BRASIL. 2011.

As amputações do membro superior são menos comuns que as de membro inferior (NATALI, 2006). A amputação de membros superiores em crianças abaixo de 10 anos é pouco frequente e quase sempre relacionada a acidentes domésticos. Já em adultos jovens, devido à maior exposição e risco, a causa mais comum são acidentes de trabalho, por exemplo: prensas de estamaria, mecanismos transportadores e maquinaria agrícola; de trânsito: acidentes automobilísticos e motocicleta; e por ferimento por armas de fogo. Em menor incidência, aparecem os tumores, principalmente entre pacientes de 10 a 20 anos de idade, as infecções ósseas e as doenças obstrutivas arteriais agudas, estas em indivíduos adultos (CHAMLIAN; MASIERO, 2010).

De acordo com Carvalho (2003), o perfil das amputações mudou muito nos últimos tempos, devendo-se isso ao advento de novos medicamentos, à quimioterapia e radioterapia, à utilização de fixadores externos, de câmaras hiperbáricas e às técnicas cirúrgicas de revestimento cutâneo, entre outras técnicas e recursos utilizados para preservação e tratamento.

2.2.1 Níveis de Amputação em Membros Superiores

As amputações de membros superiores podem ocorrer em diferentes níveis, dependendo da condição clínica, da capacidade circulatória do membro, da ausência de infecção e, por fim, da capacidade de reabilitação com o uso da prótese (BOCCOLINI, 2000).

O membro residual de amputação é denominado coto. O coto de amputação, agora considerado como um novo membro, é o responsável pelo controle da prótese durante a apreensão, percepção, comunicação e atividades laborais. Para que isso seja possível, é necessário que o tenha um nível adequado, seja estável, cônico, acolchoado em sua extremidade, não ter cicatriz cirúrgica em áreas de apoio e ser longo o suficiente para que a prótese possa ser adaptada (PEDRINELLI, 2004; CHAMLIAN; MASIERO, 2010).

A necessidade de se preservar uma maior quantidade de tecido viável, após a amputação, tem exigido uma avaliação médica minuciosa de cada caso clínico e, com base na avaliação, determina-se o nível ideal para a amputação. Apesar do arsenal tecnológico disponível e da conscientização dos profissionais da saúde, a definição do nível de amputação não é uma tarefa fácil. Pela importância das articulações, a amputação deve ser realizada o mais distante destas, quer a nível proximal quer distal. Esta consideração baseia-se no maior abaulamento ósseo junto a metáfises, à dissipação de massa muscular, ganho de elasticidade dos tecidos, facilidade de colocação e remoção da prótese, e ao menor gasto energético. A regra geral é a maior conservação da extremidade (CARVALHO, 2003; MAGGI et al., 2010).

O coto é considerado adequado ou satisfatório sempre que se prestar à aplicação de uma prótese funcional. Para isto, são considerados os níveis proximais, médios e distais de amputação, e esta padronização é feita a partir da tomada de medidas do comprimento do coto e da comparação com o membro contralateral (CHAMLIAN; MASIERO, 2010).

Segundo Crenshaw (1996), a amputação deve ser diferenciada da desarticulação, pois a amputação consiste na remoção de um ou mais ossos, diferente da desarticulação, que remove uma parte de uma articulação. Quanto maior a extensão do coto e quanto mais articulações conservadas, melhores são as condições de adequação e reabilitação, principalmente quanto à utilização de uma prótese. Em relação aos níveis de amputação, elas são classificadas da seguinte forma (Figura 11):

- Parcial de mão: amputação dos dedos, amputação transmetacárpica;
- Desarticulação de punho: nesse nível de amputação preservam-se os ossos do rádio e ulna por completo;
- Desarticulação do cotovelo: é uma amputação onde se retira toda a parte da articulação do cotovelo para baixo, preservando o úmero por completo;
- Desarticulação do ombro: é uma amputação onde se retira todo o braço desde o úmero, rádio, ulna e os ossos da mão;
- Desarticulação da escapulaumeral: é uma amputação onde se retira todo o braço, inclusive os ossos da escápula e clavícula;
- Transradial: é uma amputação abaixo do cotovelo, entre a articulação do punho e a articulação do cotovelo; este nível pode ser classificado de três maneiras diferentes com relação aos tamanhos: transradial proximal; medial ou distal;
- Transumeral: é uma amputação acima do cotovelo, entre a articulação do cotovelo e a articulação do ombro; este nível pode ser classificado de três maneiras diferentes com relação aos tamanhos: transumeral proximal; medial ou distal (BOCCOLINI, 2000; SILVA; VILAGRA, 2015).

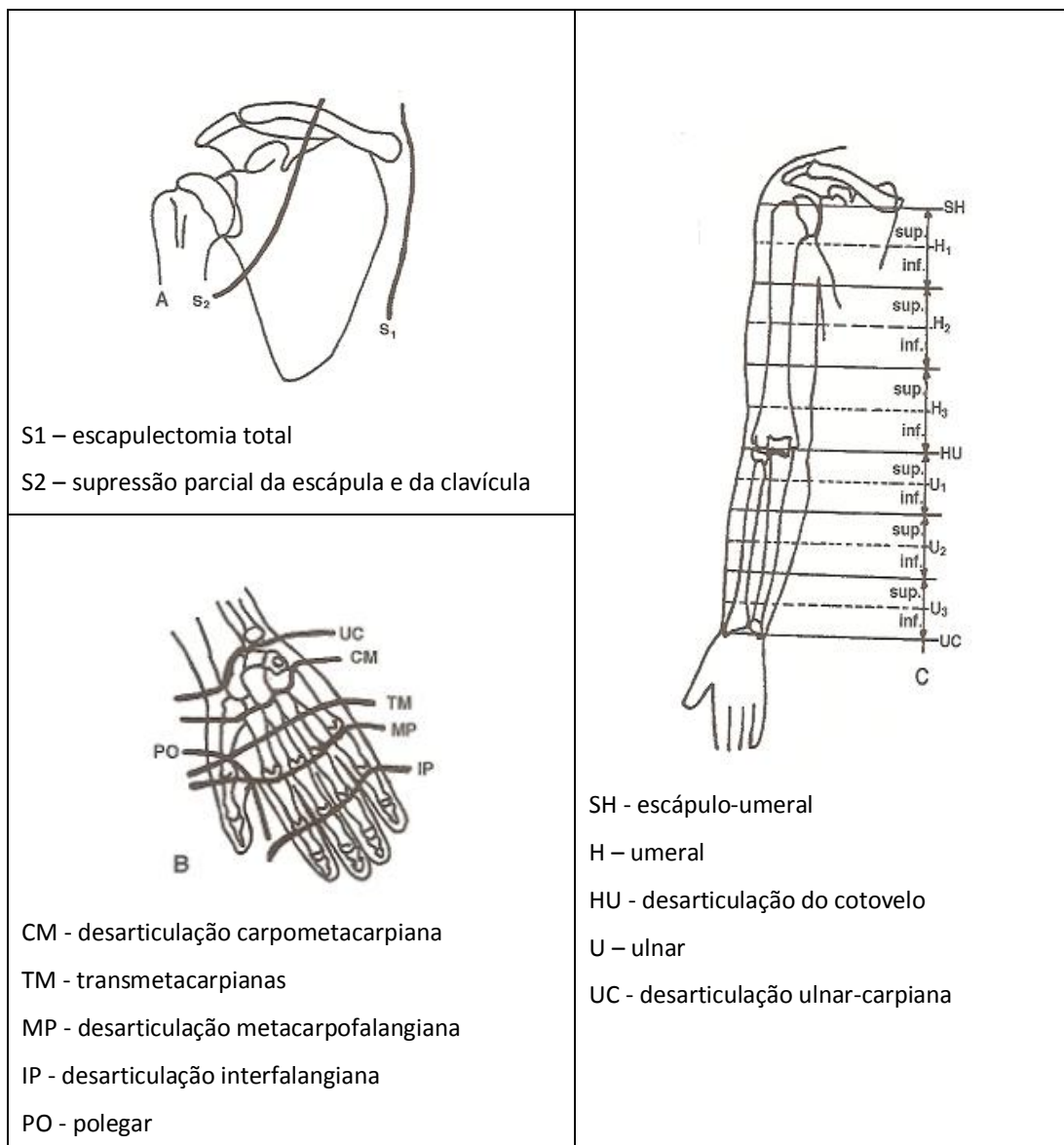


Figura 11 – Níveis de amputação em membros superiores. Fonte: Araújo, 2001.

A amputação, como comentado anteriormente, deve ser avaliada com muita atenção, visando a proporcionar um bom membro residual, que permita estabelecer a funcionalidade do membro amputado, de modo que melhores resultados sejam alcançados com a reabilitação e protetização do amputado (CARVALHO et al., 2012).

É enfatizado que a extremidade superior requer uma grande amplitude de movimento para posicionar adequadamente a mão no espaço para o desempenho

das atividades de vida diária. Nas amputações dos membros superiores, o nível distal de amputação abaixo do cotovelo, que permite uma função quase normal deve ser considerado. A preservação da articulação do cotovelo permite um bom controle da prótese, pois preserva o movimento de pronosupinação e função do antebraço, resultando em cotos funcionais, possibilitando uma boa reabilitação (MARCHESSAULT; MCKAY; HAMMERT, 2011; FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015).

Portanto, o nível da amputação, o tipo de cirurgia utilizada, os cuidados pós-operatórios e o tratamento fisioterapêutico são de grande importância para o alcance de um resultado satisfatório (MAGGI et al., 2010; BOTH et al., 2011).

2.2.2 Neuroplasticidade

Com a amputação do membro, ocorre a neuroplasticidade, a qual é a capacidade do sistema nervoso de alterar sua forma e função, no decorrer da vida, em função das exigências adaptativas ambientais. Esta plasticidade e esta remodelação sináptica no permite compensar e adaptar a danos ou doenças que podem ocorrer no sistema nervoso central e também a novas situações como processos de aprendizado e memória (RAMACHANDRAN; HIRSTEIN, 1998; RAMACHANDRAN; ROGERS-RAMACHANDRAN, 2000; BORELLA; SACCHELLI, 2009; MALLOY-DINIZ; COSENZA, 2013). Considerando, especificamente, as mudanças nas atividades que ocorrem nos córtices motor e sensorial, várias condições podem ser citadas, tais como: amputação (que é o foco desta tese de doutorado), leitura de Braille, Síndrome do Túnel do Carpo, separação de sindactilia, anestesia aguda dos dedos, paralisia facial e aprendizado de habilidades motoras (ALMEIDA; CAMARGOS; CORRÊA, 2008).

Esta característica fisiológica está ligada aos processos de aprendizagem, memória e recuperação de lesões que afetam o sistema nervoso (LUNDY-EKMAN, 2008). A plasticidade neural é maior durante a infância, e declina gradativamente, mas sem se extinguir na vida adulta, e ocorre tanto no hemisfério intacto como no lesionado. Pode manifestar-se de três maneiras: morfológica, ou seja, mediante alterações

nos axônios, nos dendritos e nas sinapses; funcional, mediante alterações na fisiologia neuronal e sináptica; e comportamental, em decorrência de alterações relacionadas com os fenômenos de aprendizagem e memória. O cérebro adulto está em constante ajuste cortical, desde a maneira que processa informação até a forma como conserva a capacidade de desenvolver novas habilidades ou funções (LENT, 2010; BORELLA; SACCHELLI, 2009; DE NADAI DIAS et al., 2011; PUERTA HUERTAS, 2014).

Na literatura, foi somente nas duas últimas décadas que vários relatos de plasticidade têm sido demonstrados em modelos experimentais em animais e em humanos, onde está bem estabelecido que alterações na organização cortical muitas vezes ocorrem após uma lesão do sistema nervoso periférico ou amputação (MERCIER et al., 2006; DE NADAI DIAS et al., 2011; CHEIN et al., 2013; RAFFIN et al., 2016). O mapeamento funcional do córtex cerebral tem permitido a análise de lesões nesse tecido e das conseqüentes perdas de função, de acordo com o local do córtex cerebral atingido, determinando assim uma visão localizacionista do córtex. Porém, é importante considerar que cada uma destas áreas não funciona de maneira isolada em determinada função, mas sim em conjunto com os demais circuitos neurológicos envolvidos no planejamento, comando e modulação da função (BORELLA; SACCHELLI, 2009; LENT, 2010; NICOLELIS, 2011).

Os mapas neurais no córtex sensório-motor não são rígidos, são dinâmicos e mudam conforme a influência que recebem. Pode-se considerar, como exemplo, um paciente com a mão amputada; ele sentirá uma sensação fantasma no membro quando tocado no rosto, já que a área de representação da mão localiza-se na margem abaixo da área da face. Com a amputação, a área da mão é perdida e, conseqüentemente, as fibras sensitivas originadas da face ocupam a área vazia da mão. O resultado dessa invasão neural é a sensação de tocar o membro fantasma, tocando a face (RAMACHANDRAN; HIRSTEIN, 1998; RAMACHANDRAN; ROGERS-RAMACHANDRAN, 2000; REILLY et al., 2006; DE NADAI DIAS et al., 2011).

Vários trabalhos utilizando técnicas de neuroimagem, como ressonância magnética funcional (fMRI), tomografia por emissão de pósitrons (PET) e magnetoencefalografia (MEG) mostram estas alterações observadas na área cortical original e em áreas vizinhas (RAMACHANDRAN; ROGERS-

RAMACHANDRAN, 2000; REILLY et al, 2006; CHEIN et al., 2013). Após a perda da mão, essas alterações incluem, em particular, uma reorganização do córtice motor primário (M1) e somatossensorial (S1) contralateral ao lado amputado, com retração das representações da mão e expansão da área vizinha dedicada ao coto e representação facial, embora essa imagem um tanto clássica tenha sido recentemente desafiado tanto no domínio somatossensorial quanto motor. Várias descobertas sugerem que essas mudanças plásticas de grande escala estão subjacentes a uma reorganização de longo prazo do controle motor induzido pela amputação, com as representações do movimento da mão sendo preservadas, mas re-dirigidas para os músculos do coto (HUCHON et al; 2016).

A reorganização cortical em amputados está frequentemente relacionada a uma condição conhecida por sensação fantasma e pode algumas vezes estar associada à dor fantasma. Os mecanismos envolvidos com a plasticidade incluem a remoção da inibição cortical local, o reforço de sinapses existentes e a formação de novas sinapses. Entender o processo reorganizacional do córtex cerebral é de fundamental importância na elaboração de estratégias de reabilitação para indivíduos amputados, pois através das intervenções terapêuticas pode-se, possivelmente, promover uma boa recuperação funcional e uma melhora da qualidade de vida (REILLY et al, 2006; ALMEIDA; CAMARGOS; CORRÊA, 2008; MERCIER et al., 2006; MAKIN et al. 2014; RAFFIN et al., 2016, DE GRAAF, 2016).

No contexto de neuroplasticidade em amputados, ela pode ser modulada pelo uso de uma prótese de mão, tanto na fase aguda quanto em longo prazo (Flor et al, 1995). Di Pino, Guglielmelli e Rossini (2009) propõem que: (1) o nível de reorganização do sistema nervoso central (SNC) poderia ser utilizado como um parâmetro da efetividade obtida pelo dispositivo protético e suas interfaces no restabelecimento da funcionalidade fisiológica da mão; (2) a prótese poderia ser vista como uma ferramenta de reabilitação neurológica, e poderia reduzir a indução de uma plasticidade anômala e promover uma "boa" plasticidade; (3) novas gerações de interfaces 'naturais' podem ser desenvolvidas, explorando o fenômeno da neuroplasticidade para restaurar conexões neurais que originalmente controlam o membro perdido, ligando-os ao sistema protético.

Trabalhos atuais relatam que a reorganização neural guiada de uma maneira que facilite a recuperação da função é um objetivo preliminar da recuperação neural. Estudos com humanos confirmam que essa reorganização pode ser facilitada incorporando treinamento repetitivo, prática de tarefas específicas, treinamento sensorial e prática mental, todas integradas às estratégias de reabilitação (MAKIN et al., 2014; DELLA-MAGGIORE; LANDI; VILLALTA, 2014; AVANZINO et al., 2015; NOJIMA et al., 2015).

2.3 TECNOLOGIA ASSISTIVA

Uma prótese de mão é um dispositivo classificado como Tecnologia Assistiva. A expressão Tecnologia Assistiva (TA) surgiu no Brasil a partir da tradução do termo “Assistive Technology”, criado em 1988 pela legislação americana, que a define como qualquer equipamento ou conjunto de produtos, comprados, modificados ou feitos sob medida, usado para aumentar, manter ou melhorar o desempenho funcional (DE CARLO; LUZO, 2004).

Esta tecnologia está inserida no contexto das pessoas em geral como um dispositivo auxiliar às suas funções do cotidiano, e o mesmo vem acontecendo com a população com deficiência. Para esta população específica, surge no Brasil, em 2007, a proposição de uma terminologia única relacionada ao uso desta tecnologia, definida pelo Comitê Brasileiro de Tecnologia Assistiva (CAT):

“Tecnologia Assistiva (T.A.) é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social” (ALVES E MATSUKURA, 2014).

O termo passou a ser empregado em toda pesquisa e referencial teórico para identificar recursos e serviços que contribuem para proporcionar e ampliar as

capacidades funcionais dessas pessoas. Os recursos são equipamentos, produtos ou sistemas fabricados em série ou sob medida, utilizados para aumentar, manter, ou melhorar as habilidades funcionais. Desse modo, podem ser desde uma simples bengala até um sistema totalmente computadorizado (RODRIGUES, 2008). A TA é uma disciplina de domínio de Engenheiros, Médicos, Arquitetos, Desenhistas Industriais, Terapeutas Ocupacionais, Fisioterapeutas, Fonoaudiólogos, entre outros (BRASIL, 2007).

A TA tem por objetivo proporcionar um maior grau de independência possível ao indivíduo com deficiência, nos aspectos cognitivos, acadêmicos, profissionais e vocacionais, proporcionando uma melhora na sua qualidade de vida (COOK E HUSSEY, 2002).

Luzo, Melo e Capanema (2004) classificam as áreas de TA de acordo com as modalidades do desempenho humano. Entre as diversas categorizações, temos: Adaptações para as Atividades de Vida Diária (AVDs), Órteses e Próteses; Sistemas de comunicação alternativa e suplementar; Acessibilidade; Acesso ao computador; Sistema de controle de ambiente; Adequação postural; Adaptação ambiental; Adaptações para déficits visuais e auditivos; Dispositivos para mobilidade e Adaptação veicular.

Diante da enorme diversidade de aplicações de TAs, as pesquisas sobre próteses procuram aumentar suas capacidades funcionais e assim promover a autonomia e a independência de quem as utiliza.

2.3.1 Prótese de Membro Superior

Como parte da Tecnologia Assistiva, prótese é “todo dispositivo permanente ou transitório que substitui total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido” (AMB, 2007). Este dispositivo tem como função amenizar a ausência do membro perdido, trazendo ao indivíduo maior autonomia para a realização das atividades cotidianas.

É importante diferenciar prótese de órtese. Órtese é “todo aparelho destinado a sustentar todo ou parte do peso do corpo, corrigir deformidades, evitar deformidades e imobilizar ou limitar movimentos de parte ou de todo o membro” (BOCCOLINI, 2000).

Por outro lado, as próteses podem ser classificadas de acordo com seu princípio de construção, a sua capacidade funcional, e a fonte de energia utilizada para o acionamento dos componentes funcionais (BOCCOLINI, 2000). Segundo Carvalho (2003), com o surgimento de uma gama de tipos de próteses, estas podem ser divididas em dois grupos, com suas próprias características: próteses exoesqueléticas e endoesqueléticas (Figura 12), definidas como:

- Exoesquelética (ou convencional): cujo exterior é confeccionado de material rígido como, por exemplo, madeira, alumínio, laminado plástico, polipropileno, poliuretano e fibra de carbono (CHAMLIAN; INGHAM; CARDOSO, 2010). Essas próteses possuem estrutura externa rígida, responsável tanto pela sustentação do peso como pelo aspecto cosmético. São próteses com resistência muito alta, e que possuem peso reduzido, confeccionadas de acordo com os critérios técnicos pré-estabelecidos. Como desvantagens dessas próteses tem-se: aspecto pouco natural da estrutura externa rígida, menos opções de componentes, dificuldades para mudanças de alinhamento, e impossibilidade de intercâmbio rápido de peças (PEDRINELLI, 2004). Podem ser citadas como vantagens desse tipo de prótese: durabilidade, resistência e pouca necessidade de manutenção, e podem ser utilizadas para vários tipos de amputações. As desvantagens são a estética menos agradável, menos opções de componentes, dificuldades de realinhamento e impossibilidade de intercâmbio rápido de componentes (CARVALHO, 2003; PEDRINELLI, 2004).
- Endoesquelética (ou modular ou tubular): cuja base de sustentação é um soquete tubular, podendo ser de aço inoxidável, metal leve, titânio ou outro material metálico resistente, revestida externamente por espuma sintética (CHAMLIAN; INGHAM; CARDOSO, 2010). Graças ao sistema de fixação dos componentes com parafusos, é possível efetuar ajustes e mudanças de

alinhamento, assim como trocas rápidas de componentes. Essas trocas tornam-se necessárias, por exemplo, na primeira protetização de um paciente. Da mesma forma, pode-se efetuar a troca de um encaixe, reaproveitando os demais componentes (PEDRINELLI, 2004). Podem ser citadas como vantagens desse tipo de prótese: constituídas por vários módulos ajustáveis e intercambiais entre si, leves, estéticas e em constante aperfeiçoamento. As desvantagens são referentes à necessidade de manutenção constante (CARVALHO, 2003).

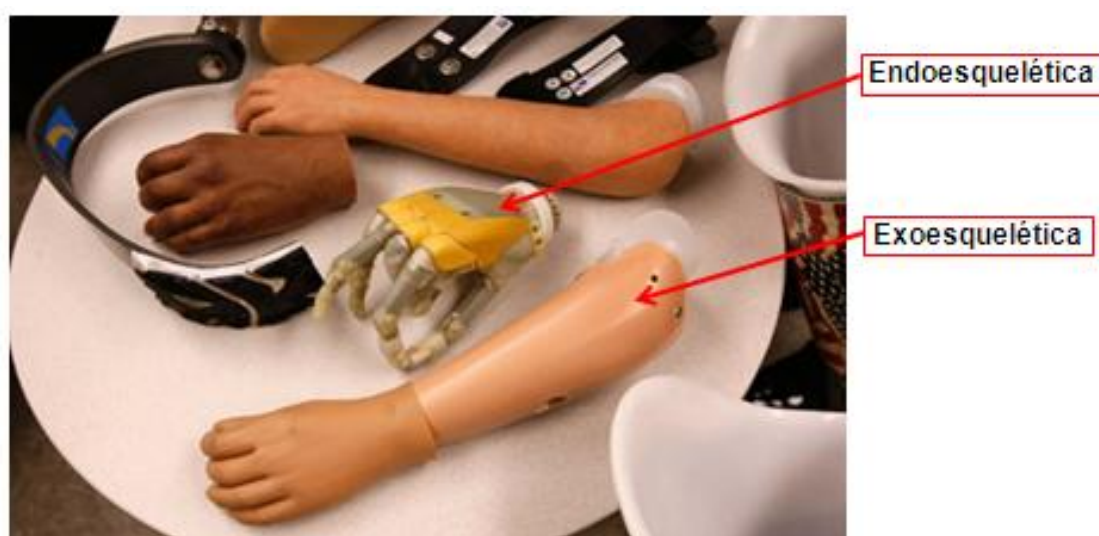


Figura 12 - Tipos de prótese exoesqueléticas e endoesqueléticas. Fonte: <http://science.howstuffworks.com/prosthetic-limb.htm/printable>. Acesso em 23 abr. 2016.

Uma outra forma de classificar funcionalmente os diferentes tipos de próteses para membros superiores está na forma de energia utilizada para possibilitar seus movimentos, podendo ser divididas em: próteses passivas (estéticas) e próteses ativas (mecânica, mioelétrica e híbrida), como mostrado na Figura 13 (DEL CURA, 2005; NATALI, 2006; CHAMLIAN; INGHAM; CARDOSO, 2010).



Figura 13 - Classificação das próteses de membro superior.

As próteses passivas (Figura 14), em geral, têm uma função estética ou cosmética, mas também podem ser usadas como apoio para diversas funções (CHAMLIAN; INGHAM; CARDOSO, 2010). O material de fabricação da prótese passiva normalmente é mais próximo possível do membro natural, quanto à coloração, textura, contornos anatômicos etc. (ARAÚJO, 2001), de forma a restabelecer o aspecto do membro amputado, sendo indicada para pacientes que dão preferência à aparência da prótese, renunciando às funções ativas da mesma. Pode ser utilizada para todos os níveis de amputação do membro superior, principalmente quando as próteses ativas não obtiverem o êxito desejado (NATALI, 2006).



Figura 14 - Exemplo de prótese passiva de membro superior. Fonte: <http://professionals.ottobock-export.com>. Acesso em 23 abr. 2016.

As próteses ativas (Figura 15), ao contrário das passivas, são caracterizadas pela mobilidade e movimento de suas partes, podendo ser controladas de alguma forma pelo paciente. Podem ser classificadas quanto ao tipo de energia empregada para seu funcionamento em:

- Próteses mecânicas ou de propulsão muscular: cuja energia propulsora tem origem no próprio corpo do paciente, transmitindo-se por meio de correias e cabos para o dispositivo terminal;
- Prótese mioelétrica: tem seus movimentos controlados por sinais EMG, essa tecnologia produz os movimentos próximos da mão humana;
- Prótese híbrida: resultam da combinação dos dois mecanismos anteriores (próteses mecânicas e mioelétricas) (PINTO, 2001; CHAMLIAN; INGHAM; CARDOSO, 2010; CORDELLA et al, 2016).

MECÂNICA OU DE PROPULSÃO MUSCULAR	MIOELÉTRICA	HÍBRIDA
		
		

Figura 15 - Tipos de próteses ativas de membro superior. Fonte: <http://professionals.ottobock-export.com>. Acesso em 23 abr. 2016.

A variedade de próteses é grande, permitindo soluções individualizadas, sendo que os componentes de uma prótese são pré-fabricados e montados conforme o encaixe. A escolha do tipo de mão, gancho, mão mioelétrica, punho, articulação do

cotovelo e articulação do ombro depende do nível de amputação, do tipo de prótese a ser utilizada e do perfil do paciente. A Tabela 3 correlaciona o nível de amputação com o tipo de prótese (NATALI, 2006).

Tabela 3 - Indicação de prótese segundo o nível de amputação.

Nível de amputação	Tipo de Prótese
Desarticulação interescapulotorácica	Favorece a colocação de prótese estética, evitando problemas posturais e melhora do equilíbrio.
Desarticulação do ombro	Favorece a colocação de prótese estética ou funcional. Na prótese funcional tipo mecânica, o paciente poderá apresentar dificuldades em seu manejo pela falta do braço de alavanca.
Amputação do braço ou transumeral (terço superior, médio e distal)	Neste nível de amputação, pode-se dizer que quanto maior o coto de amputação, melhor a função. Podem ser prescritas próteses ativas (convencionais, mioelétrica ou híbridas) ou estéticas.
Desarticulação do cotovelo	Este nível de amputação permite a fixação do encaixe da prótese por compressão dos côndilos, dispensando o uso de correias presas ao ombro. Entre as desvantagens estéticas, inclui-se a necessidade de colocação de cotovelo mecânico ou articulação externa, tornando o membro amputado mais longo que o contralateral.
Amputação do antebraço ou transradial (terço superior e médio)	Neste nível, quanto maior o coto de amputação, maior será a preservação do movimento de pronosupinação do antebraço, e tanto melhor a função com prótese ativa. Pode também ser prescrita prótese estética.
Desarticulação do punho	Favorece a colocação de prótese funcional.
Amputações parciais da mão ou dos dedos	Favorece a colocação de prótese estética.

Fonte: Natale, 2006; Chamlian; Masiero, 2010.

Preconiza-se que, desde o início do programa de reabilitação, o paciente seja orientado quanto aos diferentes tipos de próteses existentes no mercado, se possível, por meio do uso de catálogos ilustrativos, seus custos médios, oficinas ortopédicas para confecção e, dependendo da situação socioeconômica, seja

encaminhado para cadastramento em órgãos municipais, estaduais ou federais (CHAMLIAN; MASIERO, 2010).

Dentro deste contexto, a Rede de Cuidados à Pessoa com Deficiência no âmbito do SUS tem, dentre outras metas, a ampliação da oferta de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção (OPM), sendo parte integrante deste contexto as próteses. Pelo SUS são disponibilizadas gratuitamente próteses mecânicas e/ou estéticas para amputados de membros superiores (DE CARLO; LUZO, 2004; RODRIGUES, 2008; BRASIL, 2012). No caso das próteses mioelétricas, é importante ressaltar que, no Brasil, devido ao seu alto custo, esse dispositivo não é acessível à maior parte da população.

Especificamente, de acordo com a Portaria n.2848/GM/MS, de 6 de novembro de 2007, os recursos de tecnologia assistiva de reabilitação física disponibilizados pelo SUS, na tabela de Procedimentos, Medicamentos, Órteses, Próteses e Materiais Especiais, incluem os seguintes dispositivos: próteses (membros superiores e membros inferiores); órteses (membros superiores, membros inferiores, coletes, colar, suspensório); cadeiras de rodas/ carrinhos (adulto/infantil); cadeiras de banho; calçados (anatômicos, ortopédicos, submetidas, para pés diabéticos, etc.); muletas; bengalas; andadores; palmilhas; substituição/troca de espuma, meia e luva e outros componentes de próteses (CARO et al., 2014).

Vale ressaltar que a amputação de membro superior é limitante tanto pela perda da função de mobilidade da articulação escápulo-umeral quanto da extrema motricidade e capacidade de movimentos de mão e punho, sendo relatada com maiores taxas de insucesso de reabilitação quando comparada à amputação de extremidade inferior (DA LUZ et al., 2010, CAREY, S.L. et al, 2015).

Por esta razão, para uma melhor prescrição de uma prótese, a equipe multiprofissional envolvida deve levar em consideração o nível de amputação, a idade e a atividade do paciente, o custo com a confecção e a manutenção do equipamento, e o real objetivo almejado pelo paciente com o uso da prótese (CHAMLIAN; INGHAM; CARDOSO, 2010).

A utilização de uma prótese oferece uma melhor imagem corporal, ajudando o indivíduo a desenvolver maior confiança em suas habilidades físicas e, melhorando

sua qualidade de vida (DA LUZ et al., 2010). Ressalta-se que, como a tecnologia das próteses de membro superior avança significativamente nos últimos anos, os dispositivos disponíveis, e aqueles em desenvolvimento, são cada vez mais capazes de se aproximar da função do membro perdido (GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, 2014).

2.3.2 Prótese Mioelétrica

A tecnologia que envolve o controle das próteses mioelétricas de membros superiores já está bem estabelecida na literatura. Nos últimos anos houve avanços quanto às suas características cosméticas, redução do peso, tempo de duração da bateria e componentes envolvidos, porém, no cenário clínico atual, as estratégias fundamentais para o controle desse dispositivo não mudaram (ROCHE et al., 2014).

O desafio contínuo para os cientistas e engenheiros nas últimas décadas é replicar a capacidade e a função sensório-motora da mão humana, em um sistema integrado e adaptável capaz de gerir tanto destreza quanto precisão durante a manipulação e preensão de objetos, resultante de uma combinação de um grande número de graus de liberdade de sensores proprioceptivos e exteroceptivos, e uma complexa arquitetura de controle hierárquico (ZECCA et al., 2002; ROCHE et al., 2014).

O controle de próteses mioelétricas é baseado na utilização de SMEs dos músculos remanescentes. Os sinais de controle desse membro artificial são provenientes de potenciais elétricos, da ordem de micro a milivolts, que são detectados na superfície da pele durante a contração muscular do coto. Esses potenciais são captados por meio de eletrodos, os quais são amplificados e enviados como sinais de controle aos elementos funcionais da prótese (NATALI, 2006).

A utilização de SMEs para controlar próteses de membros superiores é uma opção clínica importante, a qual oferece ao amputado autonomia de controle através da

contração dos músculos residuais. Os SMEs são a expressão da ativação elétrica neuromuscular gerada pelos músculos esqueléticos que contêm informações importantes sobre o movimento pretendido pelo usuário. A abordagem mais simples e amplamente utilizada para estimar a intenção motora é capturar a intensidade do SME a partir de eletrodos colocados na superfície da pele, geralmente colocados diretamente acima dos músculos remanescentes da amputação, os quais fornecem um sinal de maior energia e estabilidade. Todas as abordagens no reconhecimento de padrões de SMEs têm estágios fundamentais de processamento (Fig. 16), pois nas pesquisas sobre próteses, a eletromiografia é utilizada no controle de sistemas baseados em padrões de reconhecimento mioelétricos, visando o controle de suas funções (CUNHA et al., 2007; SCHEME; ENGLEHART, 2011; PEERDEMAN et al., 2011).

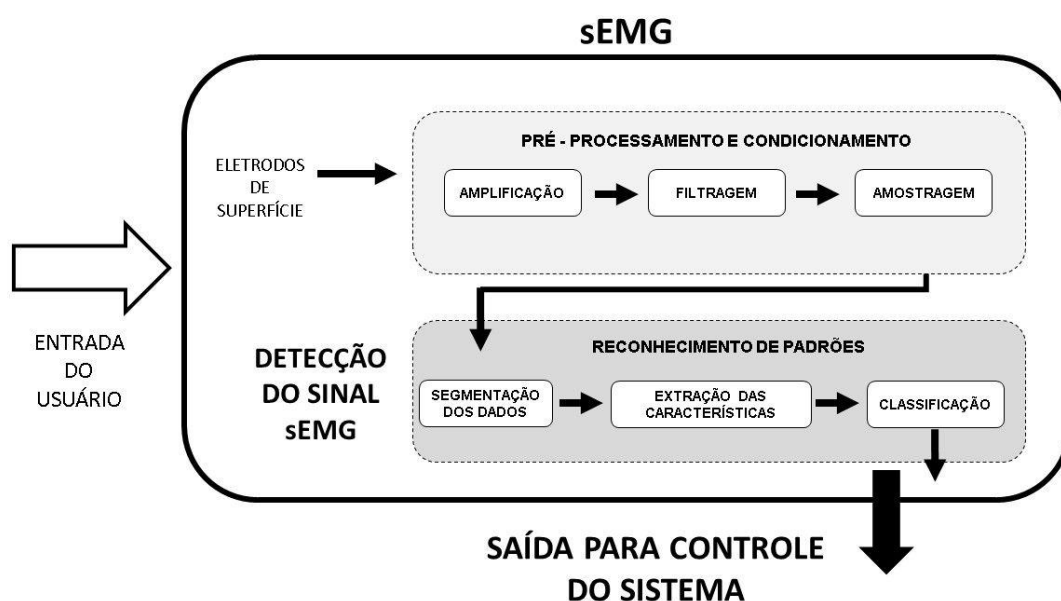


Figura 16 - Subsistemas da detecção eletromiográfica descrevendo o fluxo de detecção do sinal de contração muscular até a extração de características e classificação. Fonte: Adaptado de Oskoei & Hu, 2007.

Ao longo das duas últimas décadas, houve grandes avanços no desenvolvimento de novas próteses e dispositivos que tiram proveito dos mais recentes avanços tecnológicos, em direção a dispositivos mais funcionais da mão. Através dos

esforços de muitas iniciativas acadêmicas e comerciais, o controle de próteses baseado em padrões de reconhecimento parece estar se aproximando de uma viabilidade clínica (SCHEME; ENGLEHART, 2011; BELTER; DOLLAR, 2011), sendo que essas próteses vêm sendo desenvolvidas para restaurar a funcionalidade e aparência, o mais natural possível das mãos, evitando desta forma que o paciente sofra consequências psicológicas e práticas na utilização das mesmas. Embora uma grande variedade de próteses para membro superior esteja disponível, tal como mãos puramente cosméticas e próteses acionadas pelo corpo, as pesquisas sobre próteses de membro superior estão focadas, em particular, na eletromiografia de superfície (sEMG) (CUNHA et al., 2007; PEERDEMAN et al., 2011).

Atualmente diversos modelos de próteses mioelétricas avançadas se encontram comercialmente disponíveis, com diferentes características mecânicas, antropomórficas e desempenho. Alguns dos modelos disponíveis são (Figura 17): “Vincent hand”, “iLimbhand”, “iLimb Pulse”, “Bebionichand”, “Bebionichand v2” e “Michelangelo hand”, mostrando que nos últimos anos a tecnologia teve um grande avanço e é uma área em constante evolução (BELTER et al, 2013).

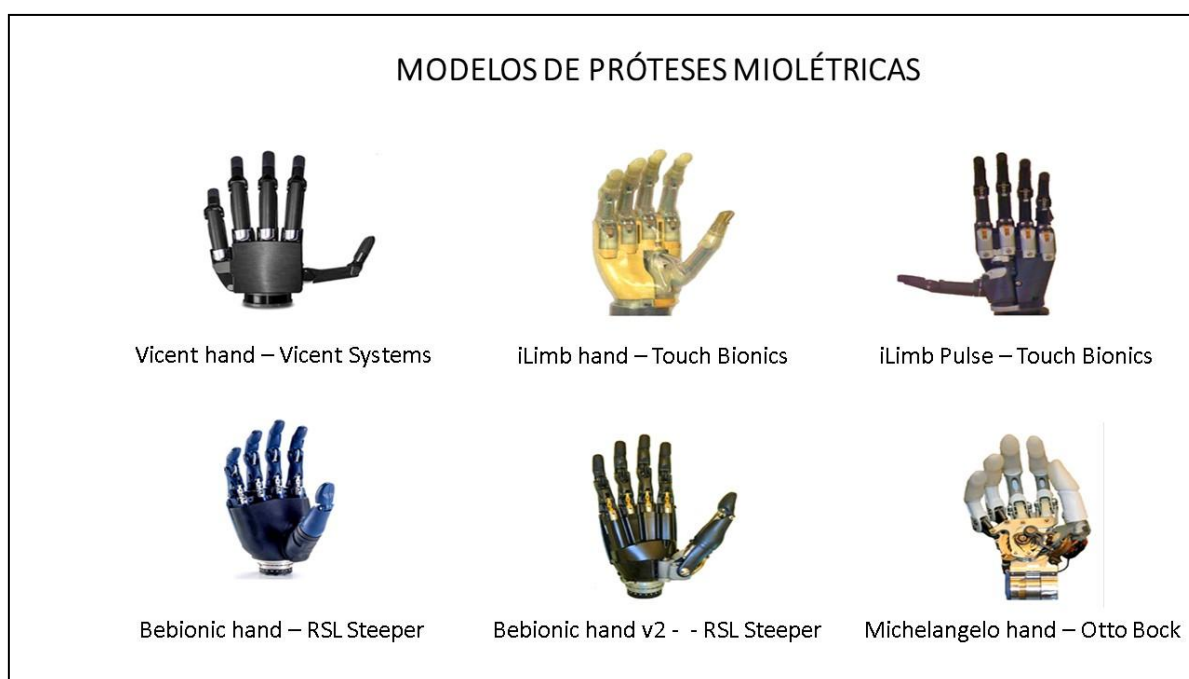


Figura 17 - Modelos de próteses mioelétricas. Fonte: Belter et al., 2013.

Existe atualmente também, as próteses “open source” (Figura 18), as quais são fabricadas em impressoras 3D, e levam em consideração os aspectos de interação física, funcional e financeira do indivíduo amputado, sobretudo, as questões pertinentes ao contexto social e a adaptação da prótese à antropometria do membro, ou seja, os fatores humanos e ergonômicos do dispositivo. Apesar da consistência dessas próteses aos princípios do *open design* (que engloba o *open source* e o *open hardware*), a fabricação dessas próteses podem enfrentar desafios em regiões pouco desenvolvidas do planeta, devido à baixa infraestrutura física desses locais, à limitação no acesso à internet e a precariedade na disponibilidade de software CAD e impressoras 3D, aspectos indispensáveis para a construção, montagem e manutenção dessas próteses (RODRIGUES et al., 2016). Por outro lado, essas próteses são do tipo mecânicas, acionadas por propulsão muscular.

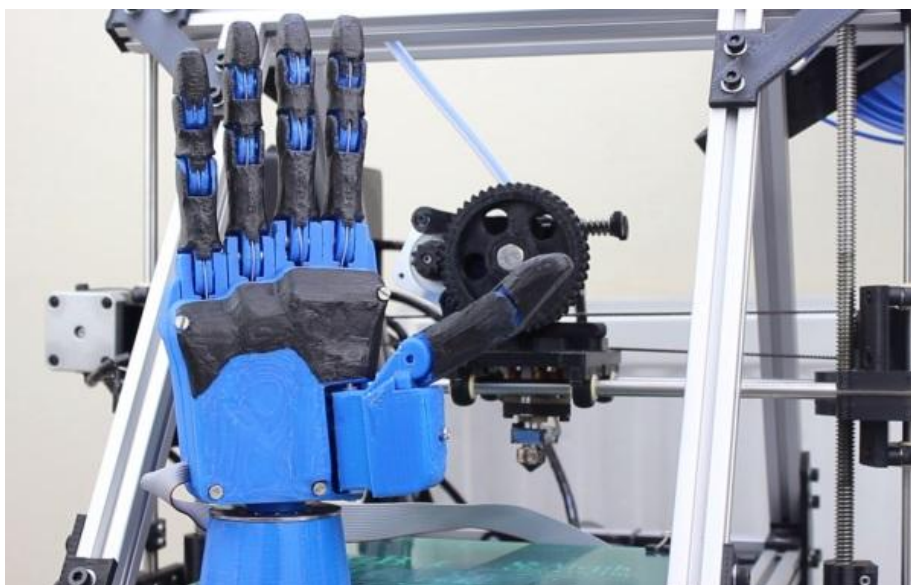


Figura 18 - Prótese mioelétrica fabricada por impressora 3D. Fonte: <http://www.3ders.org/images/The-Open-Hand-Project-3d-printed-3.jpg>. Acesso em 13 jan. 2017.

Apesar dos diferentes tipos de próteses mioelétricas disponíveis, o nível de amputação sofrido pelo paciente é um fator altamente restritivo no controle das próteses, limitando a quantidade de canais de coleta de sinais, embora essas próteses possam ser empregadas para todos os níveis de amputação, desde a desarticulação de ombro. Entretanto, a reabilitação e o treino protético são fundamentais na boa adaptação da prótese e na diminuição da taxa de rejeição,

sendo um pré-requisito a capacidade do paciente em diferenciar a contração de distintos grupos musculares, além de contraí-los, de forma a emitir um sinal mioelétrico com suficiente energia (NATALI, 2006; SMUR et al., 2008; DALLEY et al., 2009; SCHEME; ENGLEHART, 2011).

2.3.3 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é uma técnica que captura a atividade elétrica dos músculos utilizando métodos de monitoramento (registro, análise e interpretação). É utilizada para investigar as ações musculares, refletindo as unidades motoras, o recrutamento e a velocidade de condução da fibra muscular durante a contração muscular (BASMAJIAN & DE LUCA, 1995). Atualmente, a EMG é utilizada tanto em aplicações clínicas quanto em pesquisas, na realização de avaliação neuromuscular, em vários campos distintos, como dispositivos clínicos/biomédicos, neurofisiologia, próteses, interação homem-máquina e muito mais (RAINOLDI; MELCHIORRI; CARUSO, 2004; CHOWDHURY et al., 2013).

Por outro lado, para entender o sinal mioelétrico (SME), é necessário entender o princípio de funcionamento dos músculos. O sistema motor efetor pode ser definido por três componentes básicos: o músculo, as junções neuromusculares e o neurônio motor alfa. O funcionamento de tal sistema pode ser entendido da seguinte forma (Figura 19): após o recebimento de um estímulo, o cérebro envia um sinal elétrico pelos neurônios motores que, por sua vez, comunicam-se com os músculos através das junções neuro-musculares, fazendo com que os mesmos se contraiam (MERLETTI & PARKER, 2004; GUYTON, 2008). O axônio do neurônio motor alfa se ramifica e se conecta à fibra muscular da junção neuromuscular. Sabe-se que quando um potencial de ação nervoso viaja pelo axônio e atinge a junção motora, acetilcolina (ACh) é liberada. Essa substância provoca o rompimento da barreira iônica do tecido muscular (despolarização da membrana das células musculares), e essa despolarização se propaga por todo o sistema por meio dos tubos transversos. Então, é criado o potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAP (*Motor Unit Action Potential*), que faz com que

ocorra liberação de íons de cálcio pelos retículos sarcoplasmáticos e posterior ligamento entre a miosina e a actina, causando a contração muscular (CRAM & KASMAN, 1998).

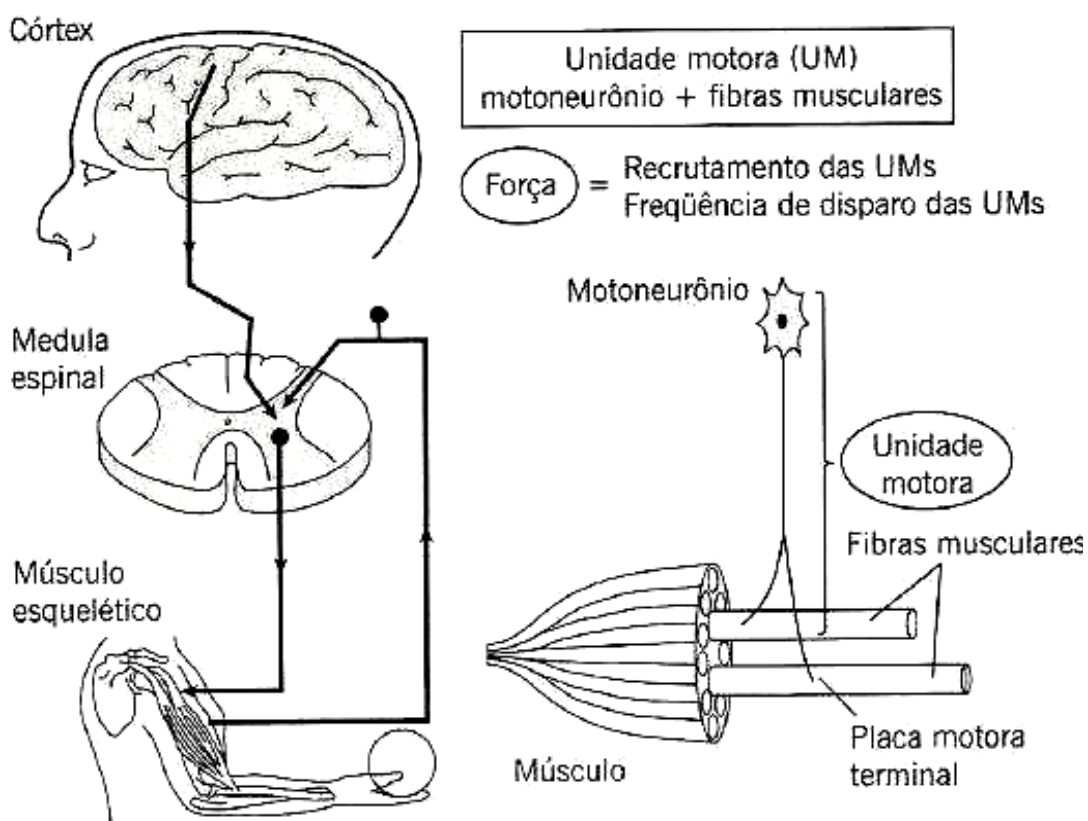


Figura 19 - Representação esquemática de uma unidade motora e seus componentes. Fonte: Adaptado de Merletti&Parker, 2004.

A função da eletromiografia é o registro extracelular dos sinais elétricos que correm pelos músculos, devido às reações fisiológicas descritas anteriormente. Como um neurônio motor alfa inerva várias fibras de uma mesma unidade motora por meio das ramificações nervosas de comprimento e diâmetro diversos, o tempo decorrido até que o potencial de ação atinja a junção motora é variável. Como consequência, a ativação das fibras musculares ligadas a uma mesma unidade motora é assíncrona (CRAM & KASMAN, 1998; RECHY-RAMIREZ & HU, 2011).

A eletromiografia possui dois métodos de aquisições, um de caráter invasivo (EMG), onde os eletrodos são inseridos diretamente na musculatura e possuem

formatos de agulha, e outra de caráter não invasivo denominado eletromiografia de superfície (sEMG), onde os eletrodos são posicionados na superfície da pele (DE LUCA, 1997, CHOWDHURY et al, 2013). Esta última técnica é a utilizada neste trabalho.

A EMG não invasiva (sEMG) resulta da superposição dos potenciais de ação de todas as unidades motoras ativas que estão sob a área de detecção dos eletrodos, resultando em um único sinal, denominado de padrão de interferência. Neste caso, cada unidade motora, após atingir o seu limiar de ativação, gera um trem individual de impulsos que será somado aos demais trens de impulsos das outras unidades motoras, resultando em um único sinal SME (STEGEMAN et al., 2000; KONRAD, 2005) (Figura 20). Para que seja mantida a contração muscular, é necessário que a unidade motora seja ativada repetidamente, o que resulta em uma sequência de MUAPs, chamada de trem de potenciais de ação da unidade motora (MUAPT, da sigla em inglês) (DE LUCA, FORREST, 1973).

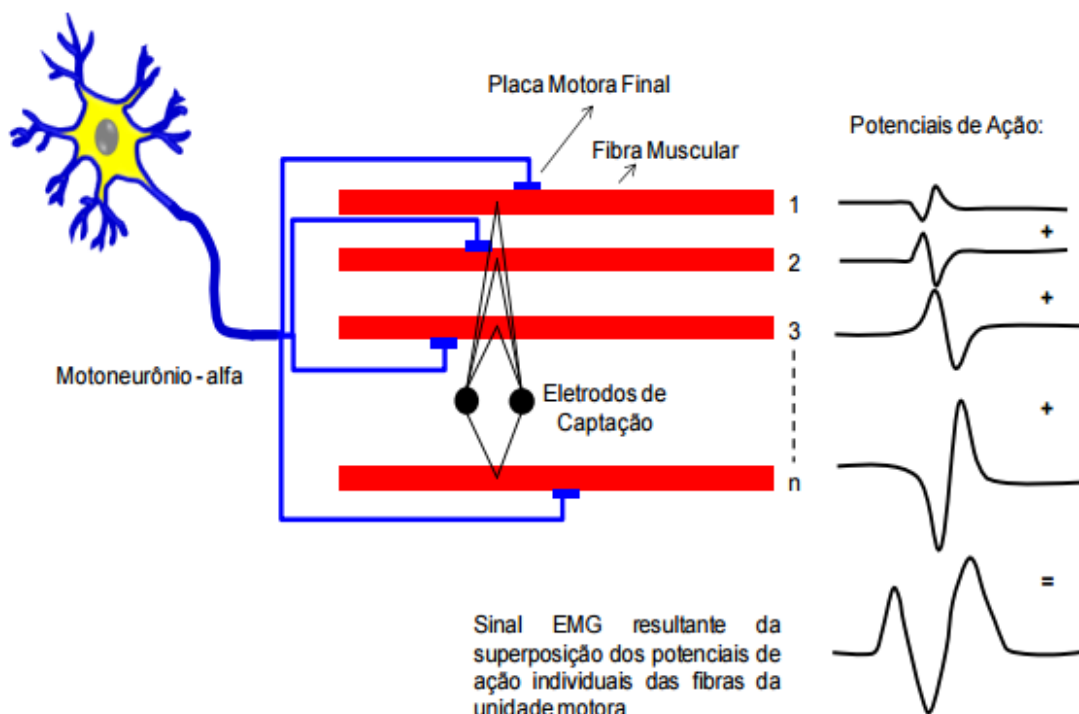


Figura 20 - Representação esquemática do SME de uma unidade motora durante uma contração. Neste esquema observa-se que a forma de onda do SME relaciona-se ao somatório dos potenciais de ação das fibras musculares próximos ao eletrodo. Fonte: Adaptado de Konrad, 2005.

Como a sEMG guarda informações das propriedades neurais e fisiológicas das unidades motoras, é possível a investigação das suas propriedades, no domínio do tempo e/ou no domínio da frequência, que podem fornecer informações para a compreensão dos processos eletrofisiológicos envolvidos na atividade muscular, na determinação de procedimentos e técnicas terapêuticas que auxiliem na conduta clínica, na avaliação de disfunções do sistema neuromuscular e em pesquisas clínicas (FARINA; GAZZONI; CAMELIA, 2004; CANDOTTI et al., 2009; POMEROY et al., 2011).

O rigor metodológico empregado para coleta de SME é fundamental para promover coletas com fidedignidade. Muitos fatores extrínsecos e intrínsecos podem influenciar na coleta do SME. Na categoria dos extrínsecos encontram-se questões metodológicas importantes: o modelo dos eletrodos, a posição dos eletrodos, a orientação dos mesmos, o ponto motor, e a pele. Já na influência intrínseca, como a sEMG capta o somatório dos potenciais de ação muscular e muitas vezes de seus sinergistas, o diâmetro das fibras musculares, o número de unidades motoras ativas, a velocidade de condução do potencial de ação ao longo da fibra muscular, o tipo de fibra muscular e a taxa de disparo das unidades motoras, além do próprio processo de modulação da força muscular, influenciam de maneira importante na coleta do SME. Não obstante, estudos metodológicos apontam as melhores estratégias para colher um sinal com menor interferência (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004; CORREA; PINTO, 2012; ROCHE, 2014).

Para a quantificação de parâmetros clínicos do SME, podem ser utilizadas técnicas de processamento e análise direcionadas para a interpretação dos resultados, devido às suas características estocásticas (aleatórias). O processamento de sinais, que consiste em um grupo de técnicas matemáticas que podem ser aplicadas para extrair informações de sinais, é uma importante ferramenta para extração de informações do SME. O advento de novas técnicas de processamento de sinais propiciou um aumento na qualidade da interpretação da sEMG com base no conhecimento das bases matemáticas da análise do sinal (FERREIRA; GUIMARÃES; SILVA, 2010; DE ALMEIDA; FACEROLI, 2016).

Como os SMEs gerados durante contrações musculares fornecem informações importantes sobre a condição muscular, estas são uma fonte de informação neural para o controle de um dispositivo protético. Tal como acontece em qualquer interface homem-máquina, o controle miolétrico de uma prótese contém dois sistemas adaptativos: o usuário e a máquina (algoritmo), e ambos influenciam o controle do desempenho (ISON; ARTEMIADIS, 2014, HE et al., 2015). Assim, a diferença na habilidade adaptativa dos algoritmos e a capacidade de aprendizagem (adaptação) do indivíduo deve ser levada em consideração no processo de reabilitação. De fato, diversos estudos demonstram que amputados são aptos a gerar determinados SMEs padronizados, permitindo, assim, a utilização desses sinais para controlar próteses mioelétricas (FAVIEIRO et al., 2011; BALBINOT; FAVIEIRO, 2013, HE et al., 2015 BOYALI; HASHIMOTO, 2016).

2.3.4 Aprendizado Motor

Aprendizagem motora define-se como o conjunto de processos internos associados à prática e à experiência que produz alterações relativamente permanentes na capacidade de produzir atividades motoras. É a habilidade de gradualmente melhorar o desempenho de uma atividade recentemente adquirida, usualmente por meio de sessões de treinamento. Esse aprimoramento do desempenho de uma habilidade deve ocorrer durante um período de tempo. De fato, a prática induz alterações uso-dependentes em redes funcionais de conexões cerebrais, as quais são conhecidas por representar a memória motora. A memória motora pode ser definida como uma representação da ação motora em todas as suas formas, a qual é adquirida por meio da prática ou experiência (CANO-DE-LA-CUERDA et al., 2012; FERNANDES, 2015).

A aprendizagem motora explora e proporciona à aquisição de habilidades motoras quais sejam os fatores que a influenciam e os mecanismos e processos subjacentes às mudanças no comportamento motor em virtude de prática. Estabelece uma associação de processos com a prática ou experiência,

conduzindo a mudanças relativamente permanentes na capacidade para melhora das habilidades dos movimentos (CUNHA, 2015).

O aprendizado de uma sequência comportamental ou um programa motor de uma prótese deve ocorrer antes da capacidade do indivíduo de controlar esse padrão ou comportamento motor. Partes do aprendizado motor ocorrem no período intrauterino, frequentemente chamados de programas motores reflexos ou preexistentes, os quais são integrados e modificados durante a vida. O aprendizado motor continuará durante toda a vida, enquanto o ambiente solicitar mudanças, e o sistema nervoso central (SNC) tiver a maleabilidade e o desejo necessários para o aprendizado (UMPHRED, 2009).

A aprendizagem motora é um processo de treino, que envolve várias mudanças sinápticas, que no início são temporárias e, depois, conforme a constância do estímulo, torna-se permanente. Diversos autores apontam que a aprendizagem motora ocorre em três estágios: o estágio cognitivo, que envolve a seleção do estímulo, percepção e desenvolvimento de um programa motor (caracterizando-se por uma grande quantidade de erros de desempenho e elevado nível de processamento cognitivo); o estágio associativo, que apresenta menor quantidade de erros, assim como necessidade de feedback visual e do monitoramento cognitivo; e o estágio autônomo, no qual os aspectos mais importantes da tarefa são refinados com a prática, e os componentes espaciais e temporais do movimento tornam-se bem organizados (SANT'ANNA; GUIDA; SILVA, 2014).

Esta reorganização neural é o objetivo preditor da recuperação da função perdida e pode ser influenciado pela experiência, comportamento, prática de tarefas e em resposta a lesões cerebrais. Há unanimidade na literatura sobre a plasticidade cerebral quando dizem que o aprendizado de uma determinada atividade, ou somente a prática da mesma, desde que não seja uma simples repetição de movimentos, favorece mudanças plásticas e dinâmicas no sistema nervoso central (SNC). Isto porque o treinamento motor pode auxiliar na promoção de neurogênese, sinaptogênese, angiogênese, modulação pré e pós sináptica, entre outros, e todos esses podem corroborar para resultados positivos na recuperação em resposta a esse treinamento (BORELLA; SACCHELLI, 2009).

A realização de um movimento voluntário envolve diversas etapas relacionadas às estruturas cerebrais distintas: inicia-se com uma representação interna (ou seja, uma imagem do resultado desejado do movimento que, no caso deste estudo, seria a sequência do movimento), seguida pela construção do ato motor (montagem e coordenação dos componentes elementares, como, por exemplo, pela seleção de sinergias musculares) até a execução propriamente dita (iniciação dos movimentos) (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003).

O estudo da causa e natureza do movimento realizado com uma prótese tem sido determinantes para uma correta reabilitação, sendo fundamental a manutenção das habilidades existentes, a reaquisição das habilidades perdidas e a aprendizagem de novos comportamentos (CANO-DE-LA-CUERDA et al., 2012).

Os movimentos voluntários de um indivíduo com prótese são iniciados com um objetivo específico, podendo ser aprimorados com o treinamento, e envolvem uma circuitaria complexa. Para realizar um simples movimento voluntário, como pegar um objeto são recrutados, distintos componentes do sistema nervoso central, do sistema nervoso periférico e muscular esquelético, e a exercitação e repetições modifica a eficiência com que estes movimentos são realizados (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003; MACHADO, 2005).

Os efeitos do treinamento, reaprendizado motor e plasticidade cortical permitem aos amputados melhorar o controle sobre seus movimentos e incorporar o coto e/ou a prótese em sua imagem corporal, o que contribui para o desempenho de habilidades mais funcionais (ALMEIDA; CAMARGOS; CORRÊA, 2009).

Do ponto de vista empírico, o processo de aprendizagem começa com um indivíduo sendo confrontado com uma determinada tarefa que requer — no caso da aprendizagem motora — ação da musculatura esquelética para atingir seu objetivo. Depois de conhecida a tarefa (através dos comportamentos de comunicação e identificação cognitiva), o processo passa ao estágio motor (prática deliberada) para refinar a habilidade e organizar eficientemente os padrões de movimentos, desenvolvendo coordenação e controle motor. Finalmente, após prática extensiva, quanto mais complexa a atividade motora os novos padrões que emergiram durante a experiência são memorizados e automatizados. Isto significa que o

indivíduo não mais necessita fazê-los conscientemente, derivando toda a sua atenção sobre todos os componentes motores da habilidade que está executando. Neste estágio final de automatização dos movimentos aprendidos, existe aumento na eficiência, autoconfiança e capacidade para detectar, reconhecer e corrigir erros decorrentes de uma seleção muscular imperfeita que gera a execução inapropriada do comportamento pretendido frente à tarefa (ROCHA et al., 2008). A aprendizagem motora envolve aprender novas estratégias e pode ser reforçada pelo uso de imagens mentais, táteis, verbais, visual e movimento orientado (MAGAREY & JONES, 2003).

De acordo com Panjabi (1992), a reprogramação motora é dependente da aprendizagem motora, e a aprendizagem motora envolve aprender novas estratégias, podendo ser reforçada pelo uso de *feedback* visual, auditivo e cinestésico para o aprimoramento das vias aferentes e resultar em respostas eferentes mais efetivas, denominadas *feedforward* (MAGAREY & JONES, 2003; VAN VLIET; HENEGHAN, 2006).

O processo de aprendizagem motora pode ser quantificado através de medidas do processo que envolvem a análise do padrão do movimento realizado ou alterações neurofisiológicas, tais como: estudos da cinemática e cinética do movimento, eletromiografia (EMG), exames de imagem cerebral e eletroencefalografia (EEG) (FERNANDES, 2015).

O treinamento de amputados para uso de próteses robóticas deve ser dividido em dois componentes: (i) treinamento para produzir SME apropriados para o controle eletrônico da prótese; e (ii) treinamento para a aprendizagem humana, que deve treinar os amputados para realizar movimentos estáveis e repetitivos com o membro fantasma (CLINGMAN, PIDCOE, 2014; ALESSANDRO et al., 2016).

Na literatura a aprendizagem motora de pacientes amputados e não amputados já é bem documentada, sendo que programas de treinamento propostos atualmente preconizam experiências clínicas específicas ao invés da prática baseada em evidências. Diante do exposto, a principal hipótese deste estudo é que amputados de membro superior, com tempos diferentes de amputação, são capazes de produzir padrões mioelétricos apropriados por meio de treinamento avaliando a

aplicabilidade de um protocolo experimental proposto em função do desempenho de pacientes amputados em distinguir padrões de movimento da mão com base nos seus sinais mioelétricos (SMEs).

Daí a dificuldade em se estabelecer se um determinado protocolo de treinamento é mais eficiente que o outro, a fim de facilitar a aquisição de habilidades com o dispositivo protético (BOUWSEMA; VAN DER SLUIS; BONGERS, 2010; POWELL; KALIKI; THAKOR, 2014; BENZ et al, 2016; AL-TIMEMY et al, 2016; CORDELLA et al, 2016). Classicamente, as melhorias de desempenho de uma determinada tarefa são analisadas pela performance da velocidade, precisão e eficiência de um movimento. Entretanto, vários fatores em geral são considerados no processo de aprendizagem motora e aquisição de habilidades durante o treinamento para o uso de uma prótese de membro superior, tais como instruções, tipos de tarefas realizadas, número de repetições, feedback, quantidade de prática ou apresentação de tarefas (BOUWSEMA; VAN DER SLUIS; BONGERS, 2014; LEVIN; WEISS; KESHNER, 2015; DOSEN et al., 2015).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 AMOSTRA

Dez indivíduos com amputação, provenientes do Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo – CREFES, que atende pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS), localizado na cidade de Vila Velha, Estado do Espírito Santo, foram recrutados para o estudo. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal do Espírito Santo – UFES (ANEXO A) sob o protocolo nº 302/2011 e seguiu os princípios da Declaração de Helsinki para pesquisa em seres humanos. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A).

A coleta de dados iniciou-se em julho de 2015 e, neste período, foram avaliados indivíduos de ambos os sexos, com idade entre 18 e 65 anos, que se apresentaram voluntariamente para tratamento no ambulatório da Unidade de Órtese e Prótese do CREFES.

Para que fossem incluídos no estudo, os seguintes critérios foram observados para a inclusão dos voluntários: (1) amputação transradial ou desarticulação de punho, podendo ser unilateral ou bilateral; (2) não apresentar qualquer desordem neurológica ou musculoesquelética; (3) não apresentar restrição de mobilidade articular.

Foram excluídos do estudo os pacientes com: (1) amputação por malformação congênita; (2) amputação com nível acima do cotovelo; (3) diagnóstico de doenças ou traumas acometendo o sistema nervoso central (SNC) (Figura 21).

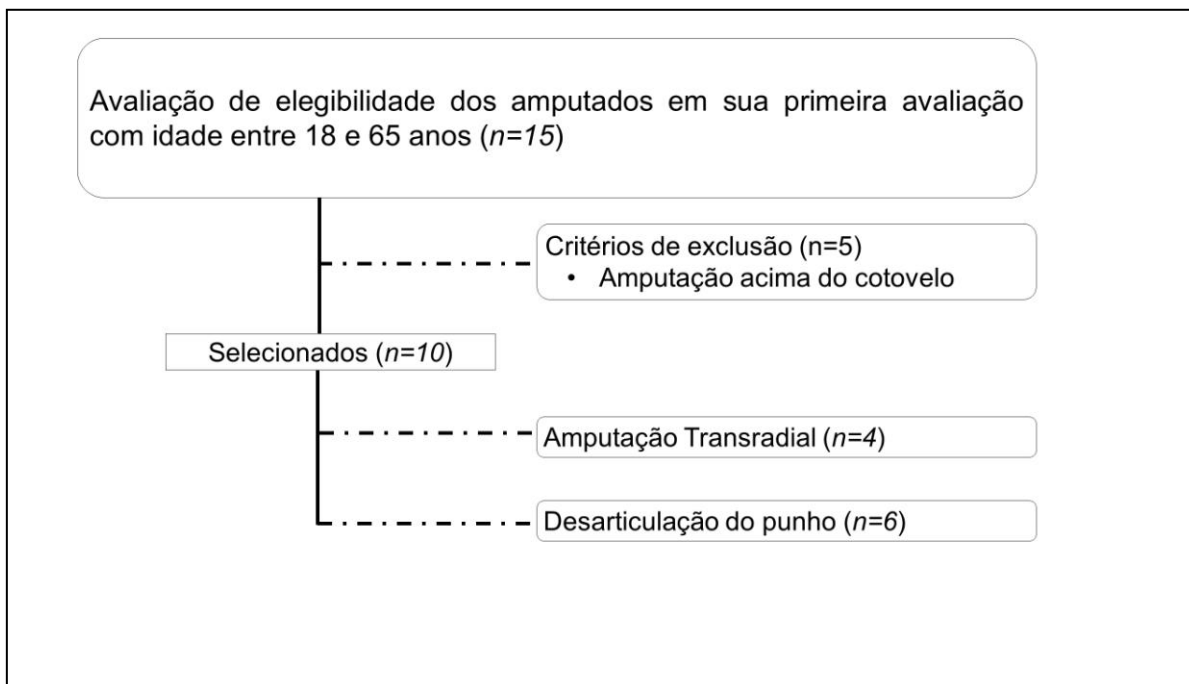


Figura 21 - Fluxograma de amostragem do estudo.

3.2 DESENHO EXPERIMENTAL

Todos os procedimentos realizados estão expostos na figura do desenho experimental (Figura 22), e mais adiante descritos conforme as técnicas utilizadas e suas respectivas formas de execução.

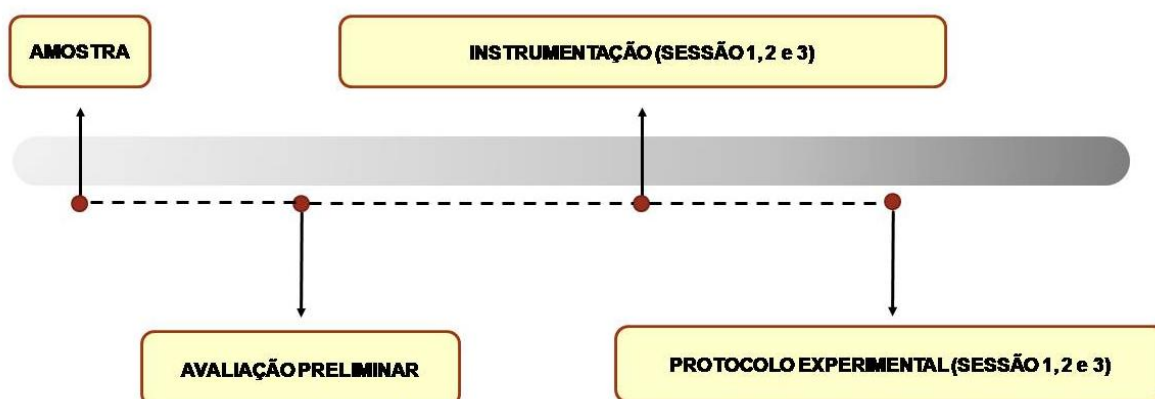


Figura 22 - Fluxograma do desenho experimental utilizado neste estudo.

3.2.1 Avaliação Preliminar

Todos os voluntários foram avaliados de acordo com uma ficha de avaliação (ANEXO B). A avaliação inclui identificação, anamnese e exame físico, a qual está subdividida em subseções. Na identificação do paciente, foram coletados dados sócio-demográficos, tais como nome, idade, data de nascimento, sexo e escolaridade. A anamnese aborda a dominância, o tempo, a etiologia e o nível da amputação. O exame físico do coto inclui um exame físico geral e uma avaliação articular abrangendo a cicatrização, o coxim terminal, a presença do membro e dor fantasma, perimetria e avaliação articular (goniometria ativa e passiva) para assegurar a integridade da amostra, tal como feito por outros autores (SMURR, 2008; MAGGI et al, 2010).

3.2.2 Instrumentação, Preparação da Pele e Colocação de Eletrodos

Para o registro dos SMEs foram utilizados quatro eletrodos ativos bipolares Ag/AgCl, de barras paralelas e reusáveis, fabricados por *TouchBionic*® (Figura 23).

Cada eletrodo possui um circuito embutido de pré-amplificação e acondicionamento de sinais, com ajuste de ganho, e filtro *notch* de 60 Hz. Este tipo de eletrodo ativo tem a vantagem de atenuar o ruído da rede elétrica (induzido na interface entre a pele e o eletrodo) antes do sinal ser transformado de analógico para digital por um conversor Analógico/Digital (A/D).



Figura 23 - Eletrodo ativo bipolar da empresa *TouchBionic*®

Para a digitalização dos SMEs, foi utilizado o sistema de aquisição de dados da *National Instrument NI USB-9001*, com uma taxa de amostragem de 1kHz. Para a visualização dos SMEs captados e para o processamento digital desses sinais, foi desenvolvido um *software*, com interface de aquisição desenvolvida na plataforma Matlab 2012b, operando sobre o Windows 7. O sistema foi alimentado com baterias do próprio computador, de tal modo que houvesse uma mínima indução de ruído da rede elétrica de 60 Hz.

Vale ressaltar que, mesmo eliminando ruídos da rede elétrica, pode ocorrer interferências no SME decorrentes de:

- Movimentos dos cabos: os eletrodos e os cabos devem ser mantidos fixados à pele durante toda a fase de coleta de sinais, através de fita adesiva, para evitar possíveis artefatos de movimento, ocasionados pelo movimento dos cabos (HERMES et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004).
- *Crosstalk*: é a interferência no SME causada pela ativação de músculos adjacentes ao analisado. Essa interferência torna-se significativa quando existe a necessidade de determinar o tempo de ativação de diferentes músculos, como é o caso da análise de movimento (MERLETTI; PARKER, 2004; OSKOEI; HU, 2007; SCHEME; ENGLEHART, 2011; ISON; ARTEMIADIS, 2014).

De todas as formas, o sistema de aquisição desenvolvido é capaz de monitorar artefatos existentes durante a captura do SME, já que a interface desenvolvida permite a visualização dos sinais em tempo real, no domínio do tempo e da frequência (VILLAREJO MAYOR et al., 2013; VILLAREJO MAYOR et al., 2014). Esta interface apresenta outras opções, como: retroalimentação visual para mostrar o início e o final de cada tarefa motora; opção para iniciar o registro do SME com retroalimentação visual do ritmo da tarefa; salvar os dados em formato "MATLAB" diretamente; além de outras opções para visualização dos dados coletados para cada registro (VILLAREJO MAYOR et al., 2013; VILLAREJO MAYOR et al., 2014).

Antes da fixação dos eletrodos, a pele do membro amputado é previamente preparada. Para isso, é realizada uma limpeza da pele e posterior tricotomia e abrasão da região da pele com algodão embebido por álcool a 70%, a fim de que sejam retiradas células mortas e demais impurezas que possa interferir no contato entre o eletrodo e a pele, de acordo com sugestões de outros pesquisadores (HERMES et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004; CRISWELL, 2011).

Para a colocação dos eletrodos, é necessário realizar um estudo prévio da anatomia e biomecânica da musculatura a ser analisada. A colocação dos eletrodos nos músculos selecionados segue as recomendações designadas pelo SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle*, sendo esta específica para cada músculo (HERMES et al., 2000). Como a disposição dos eletrodos pode afetar as características dos registros do SME, estes foram dispostos seguindo a direção da fibra muscular, e mantendo uma distância inter-eletrodo de 20 mm, tal como proposto por OSKOEI e HU, 2007; HERMES et al., 2007 e ISON e ARTEMIADIS, 2014.

Como a seleção do número de eletrodos é relevante para a obtenção de maior resolução do gesto motor nesta pesquisa, foram utilizados quatro eletrodos bipolares para o reconhecimento do SME, tal como feito por Hargrove, Englehart e Hudgins (2007) e Sarmiento et al. (2012), sendo que os músculos que participam de forma ativa na realização dos movimentos funcionais da mão são identificados e escolhidos para os experimentos do presente estudo, estabelecendo-se uma combinação de um extensor e três flexores ao nível do terço proximal do cotovelo (Tabela 4 e Figura 24).

Tabela 4 - Posicionamento dos eletrodos nos músculos do antebraço selecionados para captura de SMEs segundo o SENIAM.

CANAL 1	CANAL 2	CANAL 3	CANAL 4
Flexor longo do polegar	Flexor superficial e profundo dos dedos	Flexor radial e ulnar longo do carpo	Extensor radial longo e curto do carpo Extensor ulnar do carpo
1/3 médio da face anterior do rádio e membrana interóssea	Face ventral do antebraço, aproximadamente 5 cm distal da dobra do cotovelo	Centro da massa muscular, 5 cm distal do epicôndilo medial do cotovelo	Centro da massa muscular, 5 cm distal epicôndilo lateral do cotovelo

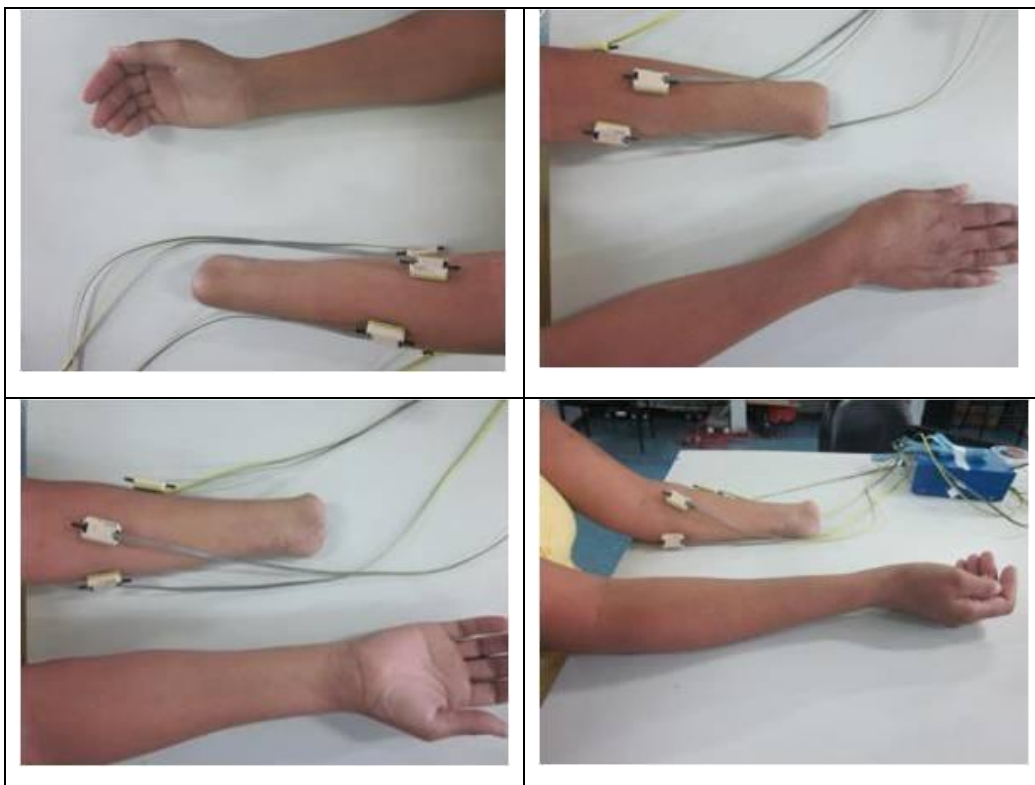


Figura 24: Posicionamento dos eletrodos em amputado que participou do experimento.

3.2.3 Protocolo Experimental

Os movimentos da mão requerem a contração simultânea de múltiplos músculos sobrepostos, o que torna difícil o mapeamento direto da eletromiografia de superfície (sEMG) para os diferentes movimentos individuais dos dedos e movimentos de preensão (CASTRO; ARJUNAN; KUMAR, 2015). Para a definição das tarefas motoras da mão que foram objeto deste estudo, foi levada em conta a taxonomia da mão e uma revisão da literatura, juntamente com estudos realizados por outros pesquisadores que realizam pesquisas com próteses mioelétricas (KAMAKURA et al., 1980; CUTKOSKY, 1989; CRAWFORD, 2005; KAPANDJI, 2007; FEIX, 2009), tanto nas áreas de Biotecnologia e Engenharia Elétrica, como profissionais com experiência com a prótese mioelétrica I-Limb® da empresa *TouchBionics®* existente no Laboratório da RMIT *University*/Austrália (fruto da colaboração existente entre a RMIT *University* e a UFES), com o objetivo de analisar os movimentos da mão relacionados às atividades da vida diária.

Antes do início dos experimentos, os voluntários são encorajados a se familiarizarem tanto com o protocolo experimental proposto quanto com os equipamentos utilizados (Fig. 25). Nesse momento são realizadas demonstrações dos movimentos de mão desejados, de forma a ajudar a criar alguma motivação inicial. O experimento é dividido em uma parte de treinamento, e uma parte de exercícios que abordam os movimentos (Tabela 5 e Tabela 6), os quais incluem tempo de repouso para evitar a fadiga muscular, tal como proposto por Sarmiento et al. (2013). A fase de treinamento consiste de uma mescla condensada de exercícios, para que os sujeitos se familiarize com o experimento.

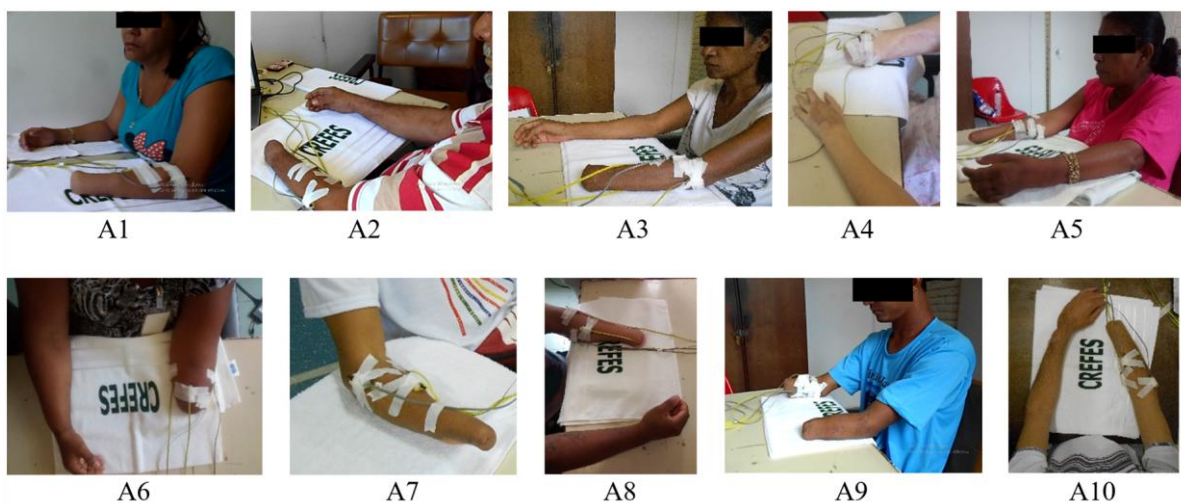


Figura 25 - Grupo de amputados que participaram voluntariamente dos experimentos.

Tabela 5 - Sequência de movimentos do Grupo A realizado no experimento.









Nº	GRUPO A MOVIMENTOS INDIVIDUAIS DOS DEDOS	TAREFA
1	Repouso	
2	Flexão do polegar	
3	Flexão dedo indicador	
4	Flexão dedo médio	
5	Flexão dedo anelar	
6	Flexão dedo mínimo	
7	Flexão de todos os dedos	
8	Extensão de todos os dedos	

Tabela 6 - Sequência de movimentos do Grupo B realizados no experimento.

Nº	GRUPO B MOVIMENTOS DE PREENSÃO	TAREFA
9	Repouso	
10	Preensão cilíndrica	
11	Pinça trípode	
12	Pinça lateral	
13	Pinça “polpa-a-polpa”	

Os voluntários são instruídos a sentar-se com os braços apoiados sobre uma mesa, na posição mais confortável possível, com as costas e ombros apoiados, sem gerar peso sobre os cotovelos, antebraço, punho e mão. Um *laptop* é posicionado em frente ao sujeito para fornecer estímulos visuais para cada tarefa, enquanto também registrava os dados da medição.

O período de adaptação varia de acordo com a necessidade de cada voluntário. Em cada sessão do experimento é realizado o protocolo completo com as treze

tarefas propostas (Tabela 5 e Tabela 6), sendo que cada voluntário realiza o protocolo três vezes em três dias diferentes.

Ressalta-se que para a aprendizagem dos gestos motores, durante os experimentos explica-se ao voluntário a forma de execução de cada movimento e o requerimento de contrações de baixo nível, para que os movimentos sejam realizados da forma mais confortável possível, e com a mínima quantidade de força de contração possível para conseguir realizar o gesto motor, tentando manter constante o nível de força em cada uma das repetições.

Vale ressaltar também que o paciente é treinado por meio de um programa de exercícios denominado “exercícios fantasmas” os quais são uma combinação de dicas visuais e instrução verbal, já que esta demonstração pode agir como mediador para melhorar a representação cognitiva do modelo observado e, assim, pode beneficiar a aprendizagem de habilidades e executar o mesmo movimento com o seu membro fantasma. Nessa perspectiva, esse *feedback* pode facilitar uma melhor focalização da atenção aos aspectos cruciais do movimento (REILLY; SIRIGU, 2008; BRASIL, 2013; POWEL; THAKOR, 2013; SANTOS et al., 2015; DE SOUZA FILHO, 2016).

Os dados dos SMEs são coletados quando o voluntário realiza períodos contínuos de contrações correspondentes aos gestos, assim como nos intervalos para descanso. O voluntário é informado sobre cada momento inicial e final da tarefa. Cada sinal bruto coletado contém cinco repetições da mesma tarefa durante 50 segundos, alternando entre a realização do movimento solicitado e o repouso. Entende-se por uma sessão como o conjunto de sinais brutos coletados correspondentes aos treze movimentos descritos nas Tabelas 5 e 6, sem a remoção ou novo posicionamento dos eletrodos. É imposto um tempo aproximado de 4 segundos de repouso, entre cada repetição da mesma tarefa, tempo este o suficiente para evitar fadiga (SARMIENTO et al., 2013).

A interface desenvolvida no Matlab organiza as tarefas e agrupa os dados em uma base de dados, sendo que os SMEs são salvos em um arquivo que contém cada sinal capturado. Durante o protocolo de coleta de dados e extração dos segmentos isométricos, os voluntários realizam os seguintes procedimentos:

1. O sistema de coleta é iniciado com o voluntário com o punho e dedos na posição de repouso.
2. Cada tarefa consiste em realizar movimentos marcados por cinco repetições de cada um dos treze movimentos determinados (Tabela 5 e 6).
3. É dado um estímulo verbal para o voluntário iniciar a tarefa. Presume-se que ele esteja ao final do comando verbal, realizando uma contração isométrica, com um atraso menor que 2 segundos (*delay*). Este é um tempo de espera que vai desde o momento em que o voluntário recebe o estímulo verbal para iniciar o movimento solicitado, até realizar o movimento. Para cada transição do movimento desejado, este tempo é assegurado na extração correta do segmento.
4. Em seguida, o voluntário mantém o movimento durante aproximadamente 6 segundos, sem fazer qualquer outro tipo de movimento, sendo orientado a realizar a tarefa com um baixo nível de contração muscular.
5. Há novamente um estímulo verbal para retornar ao estado de repouso, chegando à posição inicial.
6. É imposto um tempo de repouso de aproximadamente 4 segundos.
7. Repetem-se os passos 3, 4 e 5, num total de 5 repetições para cada movimento.

Tal como comentado anteriormente, em cada sessão do experimento é realizado o protocolo completo com as treze tarefas propostas, sendo que cada voluntário desenvolve o protocolo três vezes em sessões diferentes. A Figura 26 mostra os segmentos extraídos dos SMEs, demonstrando o processo de segmentação.

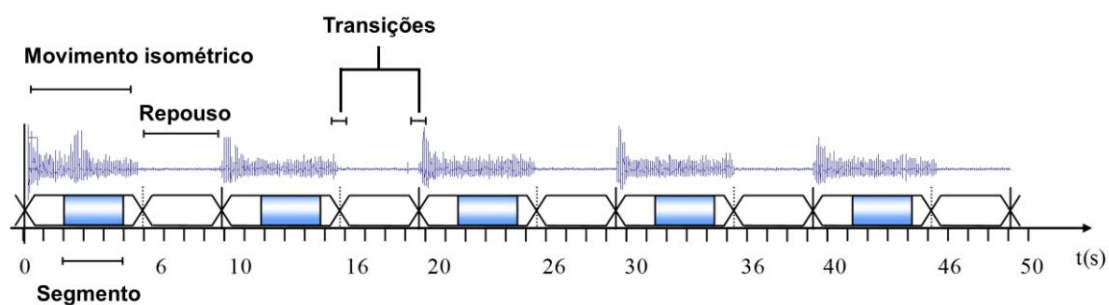


Figura 26 - Segmentos extraídos dos SME.

Os amputados foram divididos em grupos de acordo com nível de amputação: bilateral, transradial e desarticulação do punho. Embora todos os movimentos tenham sido realizadas na mesma sessão, cada categoria foi estudada e analisada independentemente. O estado de repouso foi incluído como uma classe em ambos os grupos, o que é considerado como uma tarefa motora, e o sinal é considerado como uma experiência independente. O repouso após cada série de repetições entre as tarefas motoras é descartado para a análise.

A interface de captura dos SMEs desenvolvida no Matlab organiza as tarefas e agrupa os dados em uma base de dados, permitindo verificar o comportamento do SMEs nos quatro canais (Figura 27), pois os SMEs são salvos em um arquivo que contém cada sinal capturado.

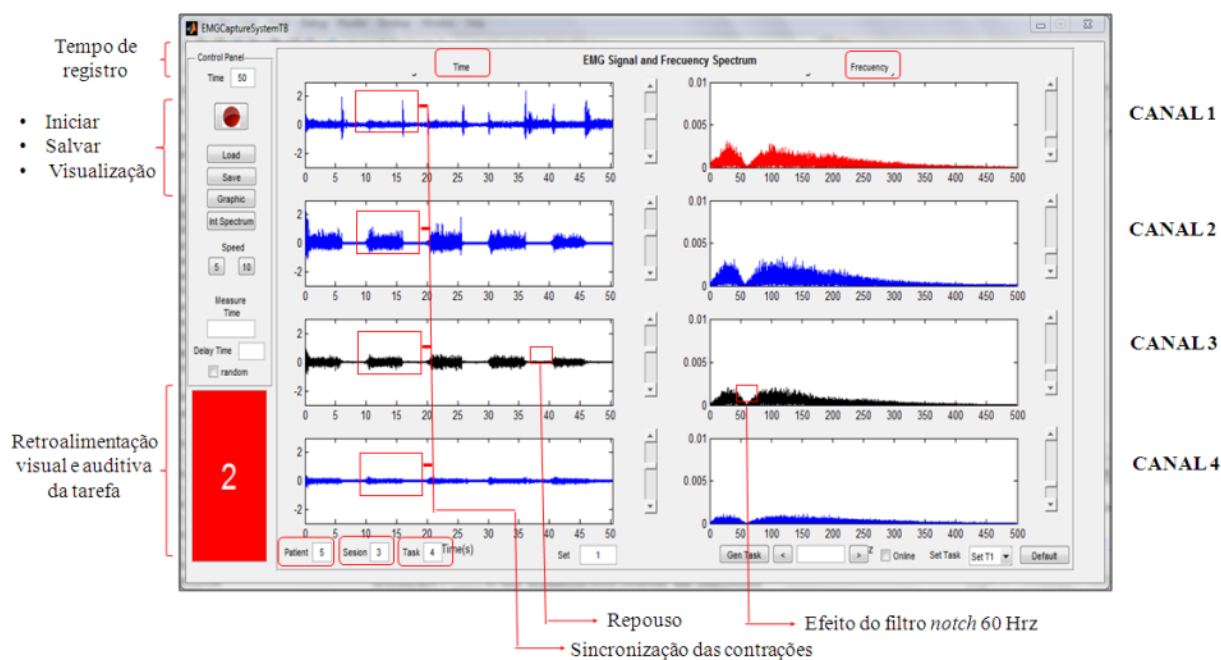


Figura 27 - Interface desenvolvida para captura de registros de SMEs.

3.2.4 Processamento dos SMEs

O processamento dos SMEs é composto por uma fase de pré-processamento, outra de extração de características e a última de classificação, o qual é realizado off-line, após os dados dos SMEs serem inteiramente gravado.

Uma vez que os dados dos SMEs são armazenados de forma organizada, tem-se início o processo de segmentação, sendo que o segmento de interesse do SME coletado encontra-se na contração isométrica, já que esta representa a meta desejada para ser transferida à prótese mioelétrica. Esta contração é identificada a partir da transição do estado de repouso para o momento da contração isométrica.

Como a coleta de dados inclui apenas os segmentos isométricos extraídos, é subtraído o valor médio de cada sinal em cada registro. A Figura 28 mostra os cortes para segmentar os SMEs. As linhas pretas indicam o início do segmento, e as vermelhas o final.

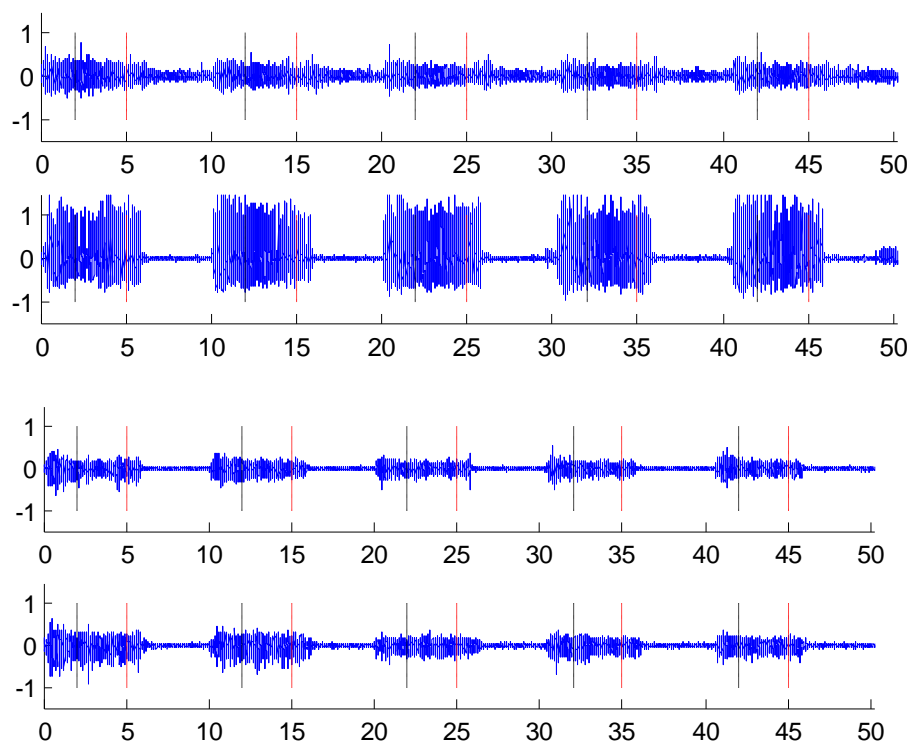


Figura 28 - SMEs de quadro canais. As linhas vermelhas verticais indicam os segmentos correspondentes à tarefa isométrica.

Neste estudo, para se obter um melhor conjunto de recursos, foi considerada a combinação de características baseadas no domínio do tempo (do inglês, Time Domain - TD), domínio da frequência (do inglês, Frequency Domain - FD) e análise não-linear relacionada à dimensão fractal (do inglês, Detrended Fluctuation Analysis - DFA).

A representação matemática detalhada das características utilizadas pode ser consultada em Phinyomark; Phukpattaranont; Limsakul (2012), para os domínios do tempo e de frequência, e em Phinyomark et al. (2009), para a análise fractal.

Com os resultados obtidos, é conformada uma matriz de características para cada uma das análises realizadas. Cada vetor de características é normalizado para cada registro, de forma independente, entre valores de 0 e 1. Posteriormente, os vetores de características de cada canal são concatenados em série, gerando um só vetor como padrão característico, o qual é processado pelo classificador.

Após o processo de extração de características, é utilizada a técnica K-NN (do inglês, *K- Nearest Neighbor*) como classificador, o qual é implementado para comparar os resultados obtidos. O critério de avaliação utilizado para escolher este classificador foi à análise de variância (ANOVA), realizada sobre as médias dos resultados obtidos a partir da matriz de confusão, e aplicando a técnica de *cross-validation* a diferentes outros classificadores (VILLAREJO MAYOR et al., 2016). Este classificador foi selecionado também em função do seu desempenho na resolução de problemas de classificação e do seu baixo custo computacional (CHOWDHURY et al., 2013).

Como comentado anteriormente, as técnicas de classificação aqui propostas foram implementadas na plataforma Matlab, e uma interface do usuário foi desenvolvida para o processamento dos SMEs para facilitar a visualização dos resultados, trabalhos estes realizados por Villarejo Mayor et al., 2013 e Villarejo Mayor et al., 2014, que são integrantes de nosso grupo de pesquisa.

Os resultados dos vários parâmetros dos registros dos SMEs sinal são analisados, nas três sessões, utilizando os dois grupos de tarefas: GA – movimentos individuais dos dedos e GB – movimentos de preensão. Na validação dos resultados no modo off-line, os dados obtidos a partir de resultados anteriores da captura dos SMEs são utilizados para avaliar o desempenho do padrão reconhecido a partir de cada gesto, criando um modelo para que os sinais possam ser classificados posteriormente.

Nas sessões de captura de dados, o modo off-line inclui uma fase de treinamento e uma fase de validação, sendo que os dados correspondentes a estas fases são especificados para cada caso analisado, denotado pelo número de sessão. Ambos os dados pertencentes à primeira sessão (S1) são utilizados para obter um modelo de aprendizagem mecânica para classificação dos padrões, e a segunda e terceira sessões são utilizadas para validação do sistema (S2 e S3) (Fig 29).

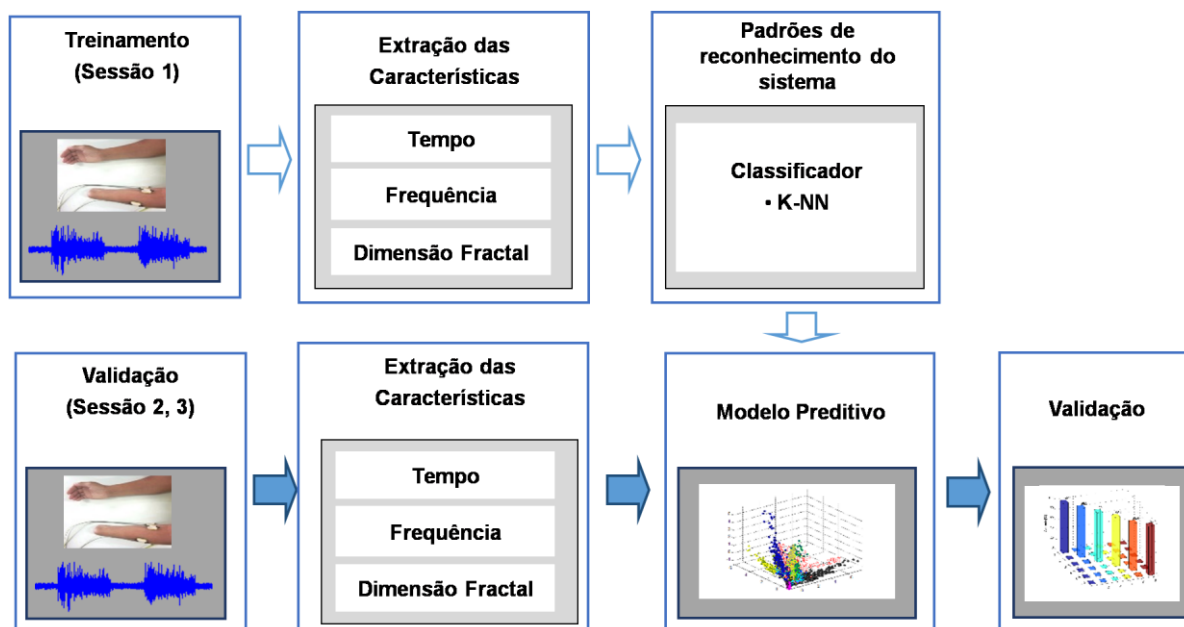


Figura 29 - Esquema geral de reconhecimento de padrões EMG.

3.2.5 Análise Estatística

Para avaliarmos estatisticamente o desempenho do classificador definido para discriminar os dados coletados é necessário fazer o cálculo de algumas variáveis do sistema, tais como a Efetividade (Acc), Especificidade (Sp) e Coeficiente Kappa (k).

A Efetividade (Acc) representa quanto dos dados foram classificados de forma correta, ou seja, a taxa de sucesso do classificador. Uma Efetividade alta quer dizer que o sistema está conseguindo classificar as variáveis nas classes corretas, em outras palavras, reconhecer corretamente o movimento realizado.

A Especificidade (Sp) representa a capacidade do classificador de determinar de forma correta, variáveis que não pertencem a uma determinada classe. Uma especificidade alta implica que o classificador consegue informar de forma eficiente que uma variável aleatória não pertence a uma determinada classe (JAPKOWICZ; SHAH, 2014).

O Coeficiente Kappa (k) é um parâmetro proposto por Cohen (JAPKOWICZ; SHAH, 2011), trata-se de um método estatístico para avaliar o nível de concordância entre as metas e os valores de previsão (Tabela 7). Um valor de Kappa > 0,60 foi determinado como o nível mínimo estatisticamente aceitável.

Tabela 7 – Índice do Coeficiente Kappa e o correspondente desempenho da classificação

Valor do coeficiente Kappa	Desempenho
<0	Não existe concordância
$0 < k \leq 0,2$	Concordância mínima
$0,2 < k \leq 0,4$	Concordância razoável
$0,4 < k \leq 0,6$	Concordância moderada
$0,6 < k \leq 0,8$	Concordância substancial
$0,8 < k \leq 1,0$	Concordância quase perfeita

Fonte: Adaptado de Landis e Koch, 1977.

Para avaliar as diferenças estatísticas entre os índices de precisão dos diferentes métodos foram avaliados utilizados os testes de Friedman e Bonferroni, e o resultado destes testes foi interpretado para estabelecer se houve diferença estatisticamente significativa na precisão dos movimentos entre os diferentes sujeitos.

Adicionalmente, o indicador da Medida Positivo-Negativo (do inglês *Positive-Negative Measurement* - PNM) (CASTRO; ARJUNAN; KUMAR, 2015) também foi utilizado neste trabalho para mensurar a performance de um movimento individual, em relação o quão bem ele pode ser reconhecido de forma acertada e quão bem ele pode se diferenciar dos outros para não ser confundido. Este índice varia de 1 (se todas as previsões forem cumpridas) a -1 (se todas as previsões não forem cumpridas).

Por outro lado, o teste de Wilcoxon também foi utilizado para avaliar a concordância entre os resultados e os dados demográficos, com nível de significância de 0,05.

Para avaliar a realização correta dos movimentos da mão propostos neste estudo, foi buscado na literatura um questionário para esta finalidade. Diversos questionários têm sido utilizados na literatura como instrumentos de avaliação de

desempenho na realização de determinadas tarefas, pois sua aplicação geralmente é simples, rápida e barata (FERREIRA et al., 2010).

Neste trabalho, no final de cada sessão experimental foi aplicado o seguinte questionário para avaliar o desempenho do voluntário na realização dos movimentos propostos:

- *Goal Attainment Scale* – GAS, o qual é um questionário para avaliar a conquista de objetivos terapêuticos e função do alcance dos alvos individualizados de cada usuário durante a intervenção (KRASNY-PACINI et al., 2013).

Embora seja subjetivo, este questionário é útil sempre e quando sejam esclarecidos ao voluntário de maneira adequada, os objetivos prévios do instrumento. O GAS é considerado um instrumento sensível às mudanças interventivas e um método válido para aferir mudanças clínicas importantes nos indivíduos (SPOSITO; RIBERTO, 2010).

O GAS é medido utilizando uma escala de 5 níveis para cada objetivo traçado. A pontuação de cada objetivo é dada da seguinte forma: -2 quando o resultado é muito pior que o esperado; -1 quando é pior que o esperado; 0 quando é igual ao esperado; +1 quando melhor que o esperado; e +2 quando é muito melhor que o esperado (KRASNY-PACINI et al., 2013; SERRANO et al. 2014). Como forma de realizar uma avaliação padronizada, o método mais utilizado é o T-score que transforma todos os valores obtidos em um único valor (KRASNY-PACINI et al., 2013). Para os cálculos dos testes GAS, a Equação 2 é utilizada:

$$T = 50 + \frac{10 \sum W_i X_i}{\sqrt{[(1-\rho) \sum W_i^2 + \rho (\sum W_i^2)]}} \quad (2)$$

Onde X_i = valores para cada objetivo, W_i = peso de cada objetivo, ρ = coeficiente de correlação entre os objetivos.

Porém, esta equação pode ser simplificada quando todos os objetivos do GAS têm o mesmo peso em importância e em dificuldade, resultando na Equação 3.

$$T = 50 + C * \sum X_i \quad (3)$$

Onde X_i = soma dos valores para cada objetivo e o valor de C varia conforme o número de objetivos. C tem valor 10 para um objetivo, valor 6,2 para dois objetivos, 4,56 para três objetivos, 3,63 para quatro objetivos e 3,01 para cinco objetivos. Neste estudo, a equação 3 foi usada, pois o número de objetivos foi dois.

Várias etapas devem ser determinadas para a avaliação por meio do GAS: (1) definição dos objetivos a serem atingidos; (2) identificar em qual nível o indivíduo se encontra em relação ao objetivo definido; (3) segmentar os níveis do objetivo em cinco níveis; (4) realizar o cálculo da pontuação de todos os objetivos.

O questionário GAS é calculado aplicando a fórmula recomendada pelos criadores supracitados, usando uma folha de cálculo automatizada criada no Microsoft Excel®. A pontuação de cada objetivo individual é somada e convertida em um índice T (T score), o qual é interpretado e uma curva de Gauss em que a média é de 50 pontos (se os objetivos são alcançados conforme o previsto), com um desvio padrão de 10 (se os objetivos são superados ou não alcançados). Neste contexto, ressalta-se que resultados entre 40 e 60 são considerados como aceitáveis (SERRANO et al., 2014).

O questionário GAS é então respondido pelos pesquisadores após o término de cada sessão experimental realizada pelo voluntário. Nele, são avaliados os objetivos propostos durante a realização do protocolo experimental proposto: reconhecimento da intenção do movimento e do padrão do sinal mioelétrico (Tabela 8). De acordo com o desempenho de cada sujeito, os pesquisadores deram uma das possíveis pontuações: -2 (resultado muito pior que o esperado), -1 (resultado pior que o esperado), 0 (resultado esperado), +1 (resultado melhor que o esperado) e +2 (resultado muito melhor que o esperado).

Tabela 8 – Questionário GAS.

GAS		OBJETIVOS	
Resultados previstos	Pontuação	Reconhecimento da intenção do movimento	Reconhecimento do padrão do sinal mioelétrico
Resultado muito pior do que o esperado	-2	Mais de cinco minutos para adaptação e contração muscular incorreta	Mesmo com a explicação do pesquisador e adaptação, o usuário não conseguiu realizar a tarefa motora
Resultado pior do que o esperado	-1	Cinco minutos para adaptação e contração muscular correta	Após a explicação do pesquisador e adaptação, o usuário foi capaz de realizar a tarefa motora, porém necessitou de ajuda constante do pesquisador
Resultado esperado	0	Menos de cinco minutos para adaptação e contração muscular correta	Após a explicação do pesquisador e adaptação, o usuário foi capaz de realizar a tarefa motora, porém necessitou de ajuda do pesquisador em alguns momentos
Resultado melhor do que o esperado	+1	Menos de três minutos para adaptação e contração muscular correta	Após a explicação do pesquisador e adaptação, o usuário foi capaz de realizar a tarefa motora
Resultado muito melhor do que o e esperado	+2	Menos de dois minutos para adaptação e contração muscular correta	Após explicação do pesquisador, o usuário foi capaz de realizar a tarefa motora

4 RESULTADOS

4.1 AVALIAÇÃO PRELIMINAR

Tal como comentado no Capítulo 3 (Materiais e Métodos), participaram desta pesquisa dez indivíduos com amputação de membro superior (amputação transradial e/ou desarticulação do punho), de ambos os sexos, provenientes do Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo – CREFES.

As características demográficas (gênero, faixa etária e escolaridade) dos indivíduos são mostradas na Tabela 9.

Tabela 9 - Distribuição das características demográficas dos amputados deste estudo.

Amputado	Gênero	Idade	Escolaridade
A1	Feminino	45	Ensino médio completo
A2	Masculino	64	Ensino fundamental incompleto
A3	Feminino	48	Ensino fundamental incompleto
A4	Feminino	23	Ensino superior incompleto
A5	Feminino	48	Ensino fundamental incompleto
A6	Feminino	50	Ensino fundamental incompleto
A7	Masculino	34	Ensino médio completo
A8	Masculino	21	Ensino fundamental incompleto
A9	Masculino	27	Ensino médio completo
A10	Masculino	24	Ensino médio incompleto

Dos dez sujeitos que participaram deste estudo, cinco são do gênero feminino e cinco do masculino, correspondendo cada um a 50% da amostra, respectivamente. A média de idade dos participantes deste estudo foi de 38,4 anos ($\pm 14,58$).

Embora vários estudos realizados até 2005 apontam que as maiores incidências de amputações acometem o gênero masculino (CASSEFO; NACARATTO; CHAMLIAN, 2003, PICCOLOTTO; CARVALHO; CHAMLIAN, 2005), neste estudo foram avaliados indivíduos de ambos os sexos. Vale ressaltar que estudos mais recentes não encontraram diferença estatisticamente significativa entre amputados dos gêneros masculino e feminino, explicado em parte pela tendência de aumento da participação feminina no campo produtivo, inclusive industrial (SOUZA et al., 2008).

Segundo Carvalho (1999), no caso de amputações traumáticas, sua maior incidência é em indivíduos com menos de 50 anos de idade. De fato, as características demográficas encontradas em nosso estudo seguem as observadas por Carvalho (1999) e também por Chamlian e Masiero (2010), que observaram que adultos jovens na faixa etária produtiva estão mais expostos a riscos e conseqüentemente à amputação.

Com relação ao nível de escolaridade dos participantes da nossa pesquisa, a maioria dos sujeitos amputados frequentou apenas o ensino fundamental ou médio incompleto, ressaltando-se que este baixo índice educacional observado nos indivíduos que fizeram parte desta pesquisa reflete a realidade do público atendido no CREFES, que atende exclusivamente pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS), ou seja, indivíduos que estão em uma faixa sócio - econômica de baixa renda.

De acordo com Voos (2014), indivíduos com escolaridade baixa parecem adotar estratégias diferentes para execução e aprendizagem de tarefas. Assim duas estratégias são usadas neste estudo para ajudar na formulação de um movimento: a primeira é baseada na análise visual do movimento (sensorial), com transformação da informação visual em representação motora; a segunda é baseada na interpretação verbal do gesto (semântica), e ocorre quando, por exemplo, é dado um comando verbal para um movimento. Indivíduos com escolaridade alta usam as duas estratégias para realizar movimentos, porém, a estratégia semântica é menos elaborada nos indivíduos com escolaridade baixa, o que os torna mais dependentes da estratégia visual sensível, resultando normalmente em falhas e pontuações mais baixas em testes.

As outras variáveis relacionadas ao trauma dos participantes da nossa pesquisa, tal como membro dominante, membro amputado, tempo e nível de amputação podem ser observadas na Tabela 10.

Tabela 10 - Distribuição das características do trauma dos amputados deste estudo.

Amputado	Membro dominante	Membro amputado	Tempo de amputação	Nível de amputação
A1	Direito	Esquerdo	4 anos	Desarticulação do punho
A2	Esquerdo	Esquerdo	42 anos	Desarticulação do punho
A3	Direito	Esquerdo	8 meses	Desarticulação do punho
A4	Direito	Direito	4 anos	Terço proximal
A5	Direito	Direito	1,5 anos	Desarticulação do punho
A6	Direito	Esquerdo	25 anos	Terço proximal
A7	Direito	Bilateral	2 anos	Desarticulação do punho
A8	Direito	Esquerdo	2 anos	Desarticulação do punho
A9	Esquerdo	Bilateral	1 ano	Terço médio
A10	Direito	Direito	8 meses	Terço distal

Observa-se que 80% dos sujeitos amputados deste estudo têm a mão direita como dominante. No que diz respeito às características referentes à mão lesada dos casos analisados neste estudo, 60% sofreram amputação na mão dominante e 40% na mão não dominante.

Não foi realizado nenhum teste específico para a avaliação da lateralidade manual, havendo sido considerada apenas a auto-definição do voluntário (“Considera-se direito ou esquerdo?”). Vale ressaltar que no caso dos amputados bilaterais a coleta de dados foi realizada na mão dominante.

A dominância é um item importante a ser levantado, justamente pela relação que pode ser estabelecida entre a dominância e a mão lesada no trauma e suas consequências em termos de sequelas funcionais permanentes que levam muitas vezes o indivíduo a ter que alternar a dominância. Estudos sobre trauma de mão apontam maior ocorrência de acidentes na mão direita, com predomínio de

acometimento da mão dominante. Uma maior incidência de acidentes no lado não-dominante poderia estar relacionada ao agente causador ou à forma como os trabalhadores manipulam os instrumentos, segurando-os com a mão dominante, ficando a não-dominante mais susceptível a lesões, já que cada atividade apresenta características particulares quanto à forma de execução e aos materiais e equipamentos utilizados (FONSECA et al.; 2006, SOUZA et al.; 2008).

A lateralidade envolve diversos aspectos relacionados aos hemisférios direito e esquerdo do corpo, sendo que a assimetria de desempenho e a preferência lateral são dois conceitos importantes em sua manifestação. A assimetria de desempenho pode ser entendida como diferença de desempenho entre os lados do corpo, tais como precisão, velocidade e consistência de movimentos. A preferência lateral diz respeito à frequência de uso de um segmento corporal em relação ao membro contralateral homólogo. De forma geral, tem sido observada uma alta vantagem para o desempenho e a preferência manual para o lado direito (destria) na espécie humana. O alto grau de destria é explicado geneticamente partindo do pressuposto que para o controle motor na maior parte da espécie humana existe uma dominância do hemisfério cerebral esquerdo sobre o direito (FAQUIN, et al., 2015).

Neste contexto, Philip e Frey (2014) realizaram um estudo sobre os efeitos comportamentais e neurológicos do uso forçado e constante da mão não dominante em sujeitos amputados e não amputados, com tempo médio de amputação de 33 anos. Os resultados desse estudo sugerem que o treinamento intensivo de atividades de precisão manual pode permitir a compensação comportamental após a perda da função da mão dominante atingir níveis quase comparáveis com a mão dominante.

Por outro lado, os movimentos dos membros superiores podem ser caracterizados em unimanuais e bimanuais. Tarefas unimanuais requerem o uso de um membro, e são focadas na coordenação visão-mão dentro de um lado do corpo, e tarefas bimanuais requerem coordenação de ambos os membros, e o foco é, algumas vezes, nos mecanismos pelos quais o cérebro integra a informações sensoriais e motoras entre os lados do corpo (BAGESTEIRO; 2011).

O tempo de amputação dos sujeitos deste estudo, considerada até a data da avaliação, foi entre 8 meses e 42 anos. Em nossas pesquisas não foi realizada associação entre o tempo de lesão e o início do tratamento na Unidade de Tratamento de Órtese e Prótese do CREFES. Ressalta-se que a dificuldade para se encontrar vagas nos serviços públicos de saúde no Brasil não se refletiu na presente amostra, já que no período estudado não houve recusa de pacientes (por falta de vagas) na referida unidade do CREFES, seja para reabilitação ou dispensação de prótese.

Quanto ao nível de amputação dos sujeitos da amostra, houve prevalência de desarticulação do punho (50%), como pode ser observado na Tabela 9. Ressalta-se que a extremidade superior requer uma grande amplitude de movimento para posicionar adequadamente a mão no espaço para o desempenho das atividades de vida diária (AVDs). Em casos de amputação, a preservação desta habilidade é fundamental para melhores resultados, e esta preservação de movimento pode em parte ser alcançada por maximizar o comprimento do coto de amputação. No caso de amputação do antebraço, o nível escolhido para a amputação torna-se crucial porque o comprimento do antebraço é proporcional à quantidade de movimento de pronosupinação do antebraço (FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015), sendo que a desarticulação do punho preserva entre 100° e 120° o movimento de pronosupinação. Por outro lado, uma extremidade mais longa ajuda a estabilizar os objetos para a mão contralateral e pode funcionar como mão auxiliar para o paciente (MARCHESSAULT; MCKAY; HAMMERT, 2011).

Conforme descrito na Figura 30, a distribuição devido à etiologia da amputação dos sujeitos desta amostra indica que 90% dos indivíduos perderam seu membro de forma traumática.

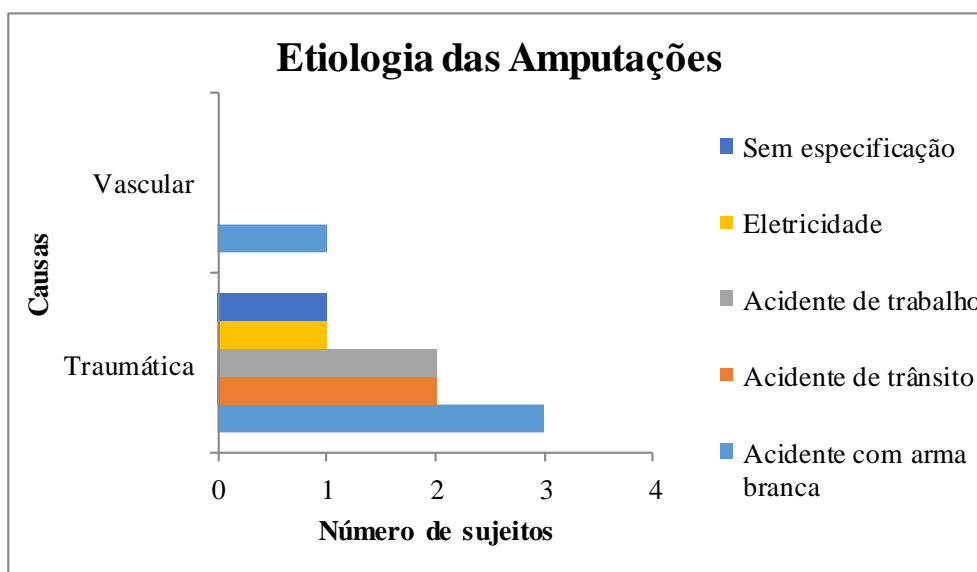


Figura 30 - Etiologia das amputações dos sujeitos desta amostra.

Tal como comentado anteriormente, vários pesquisadores enfatizam que as amputações traumáticas acometem mais os indivíduos com menos de 50 anos, devido à maior exposição no trabalho e no trânsito (CARVALHO; 1999, CASEFO; NACARRATTO; CHALIMAN, 2003, CAMACHO-CONCHUCOS; 2010, CHAMLIAN; MASIEIRO, 2010). Segundo Mattar (2001), estas são questões que se acentuam devido à pobreza, à economia informal, à falta de acesso a equipamentos, aos altos índices de violência urbana e de acidentes de trânsito, e à falta de múltiplas campanhas de prevenção dos traumas.

Dois indivíduos do presente estudo fazem uso de prótese do tipo estética. É notório que, após uma amputação, e tal como comentado anteriormente, a utilização de uma prótese oferece melhor imagem corporal, ajudando o indivíduo a desenvolver maior confiança em suas habilidades físicas, melhorando sua qualidade de vida (DA LUZ et al; 2010). Naturalmente, a colocação da prótese, seja ela estética ou funcional dependerá da vontade do paciente e da sua condição econômica, física e psíquica (NATALE, 2005).

No Brasil, tal como comentado anteriormente, a dispensação e concessão de OPMs (Órtese, Prótese e Meios Auxiliares de Locomoção) pelo Sistema Único de Saúde (SUS) é regulamentada pela Portaria SAS/MS nº 116 de 09/09/1993, sendo

que os modelos de próteses concedidos gratuitamente são próteses passivas (estéticas) ou ativas (mecânicas).

Vale ressaltar que nenhum indivíduo da amostra possuía qualquer experiência prévia com SMEs ou próteses mioelétricas. Adicionalmente, ressalta-se que todos os sujeitos deste estudo, quando indagados sobre suas AVDs, relataram serem totalmente independentes, embora a reintegração profissional e o nível de atividade funcional dependesse grandemente do nível de amputação. Por exemplo, amputados dos membros superiores com amputação distal têm menor período de internamento, e a independência funcional é mais evidente nesses casos. Pelo contrário, a amputação alta tem um forte impacto na qualidade de vida do sujeito, acarretando consideráveis problemas na adaptação à prótese. Neste sentido, o nível determinado de amputação ideal de acordo com as possibilidades de cada caso deve ser, regra geral, o mais longo e distal possível (PRETO; MARTINS; BARREIRA, 2015).

As outras variáveis sobre as características do coto de amputação (cicatriz, coxim adiposo e comprimento) são mostradas na Tabela 11.

Tabela 11 - Distribuição das características do coto dos amputados da amostra.

Amputados	Cicatriz	Coxim adiposo	Comprimento do coto
A1	Normotrófica	Ideal	27 cm
A2	Normotrófica	Firme	27 cm
A3	Normotrófica	Ideal	27 cm
A4	Aderida a planos profundos	Ideal	10 cm
A5	Aderida a planos profundos	Escasso	23 cm
A6	Normotrófica	Flácido	11 cm
A7	Aderida a planos profundos	Escasso	25 cm
A8	Normotrófica	Firme	25 cm
A9	Normotrófica	Firme	15 cm
A10	Normotrófica	Firme	21 cm

Quanto à característica da cicatriz do coto de amputação, 70% das amputações dos sujeitos desta amostra mostraram-se normotróficas, como pode ser observado na Tabela 10. Por outro lado, a característica do coxim adiposo da amostra variou entre ideal, firme, flácido e escasso. É importante destacar que um programa de exercícios bem planejado contribui para a maturação do coto de amputação e contribui para a adaptação satisfatória de uma prótese. A reabilitação nessa fase visa ao estímulo do uso do coto, evitando assim a atrofia da musculatura, conservando a imagem do esquema corporal, e o aumento da resistência do coto aos atritos e à remodelação cicatricial (PINTO, 2001; NATALE, 2006; CHAMLIAN; MASIERO, 2010).

A média de comprimento do coto de amputação dos participantes neste estudo foi de 21,1 cm ($\pm 6,33$). Ressalta-se que as contrações dos músculos superficiais são essenciais para acionar adequadamente as próteses mioelétricas; assim, amputações de 6 a 8 cm proximais à articulação do punho permitem uma cobertura muscular ampla, no entanto, amputações na faixa de 10 centímetros proximal (que integra os casos desta pesquisa) é mais adequada, por permitir mais opções de protetização. No antebraço, amputações de pelo menos de 5 cm distal à articulação do cotovelo permite o uso adequado de uma prótese. Ressalta-se que embora haja perda da pronossupinação com a amputação transradial mais proximal, pelo menos é mantida a preservação do movimento do cotovelo (SOLARZ; THODER; REHMAN, 2016).

Após uma amputação o paciente inevitavelmente apresenta um membro fantasma, ou seja, a ilusão de que o membro amputado ainda existe, com a percepção de que ele altera sua posição ou que manifesta dor. A dor do membro fantasma é uma seqüela comum após uma amputação, sendo de difícil tratamento. Pode começar imediatamente após a amputação ou aparecer semanas, meses e até anos mais tarde. A fisiopatologia da sensação dolorosa do membro fantasma, ou da dor fantasma, é caracterizada pela reorganização do mapeamento das estruturas representadas no córtex cerebral, o qual é um processo de plasticidade sensitiva e motora. Sua presença compromete a aquisição de habilidades e a qualidade de vida dos amputados, o que justifica a definição de uma terapêutica eficaz (CHAMLIAN et al., 2012; DE SOUZA FILHO, 2016).

As alterações sensoriais pós-amputação podem ser divididas em: dor do membro fantasma e sensação fantasma. De acordo com a literatura, a prevalência da dor fantasma varia de 3,3% a 85% dos casos, sendo que a discrepância entre os dados está relacionada à falta de informações sobre a dor fantasma no Sistema Único de Saúde, heterogeneidade nos estudos além do tema ser pouco abordado nos experimentos (DEMOND; MACLACHLAN, 2006; PRETO; MARTINS; BARREIRA, 2015; DE SOUZA FILHO, 2016).

Neste estudo, quanto à sensibilidade, 80% dos sujeitos desta pesquisa relataram ter sensação do membro fantasma. Quanto à presença de dor, 40% deles relatou possuir alteração da sensibilidade e 60% não possui nenhuma alteração (Fig. 31). Esta avaliação foi feita através de questionário a respeito das características da dor durante o exame físico inicial para analisar este acometimento (ANEXO B).

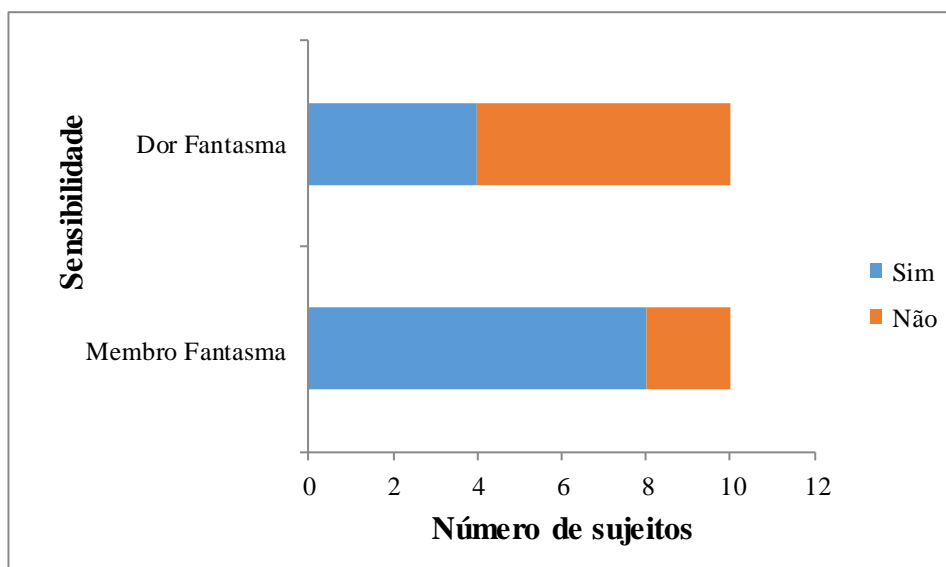


Figura 31 - Sensibilidade dos sujeitos da amostra.

Ressalta-se que o aparecimento da sensação fantasma é utilizado neste estudo para a execução de alguns exercícios musculares visando a melhora ou a estabilidade do tônus do coto de amputação, o qual, na colocação da prótese mioelétrica, é um recurso muito utilizado (PINTO, 2001; NATALE, 2006).

Mesmo embora seja de conhecimento que a maioria dos amputados apresenta a sensação do membro fantasma, normalmente, essa situação tende a diminuir de intensidade com o tempo. Tal como comentado anteriormente neste estudo, faz-se uso, da sensação fantasma para treino e fortalecimento da musculatura restante, a qual é utilizada para controlar a prótese mioelétrica (NATALE, 2005). Na literatura há vários trabalhos que utiliza programas de exercícios orientados e terapia do espelho como recursos para treino da musculatura remanescente do coto de amputação. Podemos citar, por exemplo, os trabalhos de: Atzori et al. (2014) e De Graaf et al. (2016), os quais utilizam Cyberglove®, e Kawashima, Mita &Yoshikawa (2013), que utiliza a terapia da caixa de espelho.

Ressalta-se que todos os sujeitos da nossa amostra não apresentaram nenhum tipo de restrição articular no exame físico inicial durante a goniometria ativa e passiva das articulações do ombro e cotovelo.

4.2 AVALIAÇÃO DOS PADRÕES MIOELÉTRICOS E DA APRENDIZAGEM MOTORA

Dez voluntários amputados (quatro transradiais e seis com desarticulação de punho) participaram deste estudo. A amostra mostrou-se heterogênea, devido à variabilidade em relação ao sexo, idade, tempo de amputação e nível de escolaridade.

Foram analisados os resultados dos vários parâmetros dos registros de SMEs dos dez sujeitos amputados, nas três sessões, utilizando os dois grupos de movimentos: GA: movimentos individuais dos dedos; e GB: movimentos de preensão (Tabela 5 e 6). Os amputados foram divididos em três grupos de acordo com o nível de amputação: bilateral, transradial e desarticulação do punho.

Conforme relatado anteriormente, o protocolo experimental incluiu uma fase de treinamento e uma fase de validação do sistema. Os dados correspondentes a estas fases foram especificados para cada caso analisado, denotados pelo número da sessão. Os dados pertencentes à primeira sessão (S1) foram utilizados para

obter um modelo de aprendizagem mecânica para os padrões de classificação. Já os da segunda e terceira sessões (S2 e S3) foram utilizados para validação. Os dados de precisão dos resultados foram utilizados para comparar a extensão da discriminação dos movimentos.

É importante salientar que as rotinas de pré-processamento dos SMEs foram validados em trabalhos anteriores de nosso grupo de pesquisa (SARMIENTO et al., 2012; SARMIENTO et al., 2013; VILLAREJO MAYOR et al., 2013; VILLAREJO MAYOR et al., 2014).

4.2.1 Amputados bilaterais

Os dois sujeitos com amputação bilateral são do sexo masculino (A7 e A9), possuem ensino médio completo, amputação de etiologia traumática e tempo de amputação entre 1 e 2 anos. Entre estes, o amputado 7 (A7) possui uma amputação transumeral à esquerda e uma desarticulação de punho à direita (membro dominante), e o amputado 9 (A9) possui amputação transradial (terço médio e distal) em ambos os membros (dominância à direita). O movimento de pronosupinação está preservado em ambos os sujeitos.

Os resultados médios e desvio padrão de Efetividade, Especificidade e Coeficiente Kappa (K) para identificar os movimentos do Grupo A e Grupo B do protocolo experimental proposto neste estudo para os indivíduos amputados bilaterais utilizando SMEs são mostrados na Tabela 12.

Tabela 12 - Resultados de classificação para as sessões S2 e S3, com os amputados A7 e A9, respectivamente. Classificação média (M) e desvio padrão (Sd) da Efetividade (Acc), Coeficiente Kappa (k) e Especificidade (Sp) para o reconhecimento dos movimentos durante os experimentos pelos amputados bilaterais (movimentos do Grupo A e do Grupo B).

GRUPO A										
A	Acc _{S2}		Acc _{S3}		K _{S2}	K _{S3}	Sp _{S2}		Sp _{S3}	
	M	Sd	M	Sd			M	Sd	M	Sd
A7	95,6	7,4	97,9	4,6	0,95	0,97	0,99	0,01	1,00	0,00
A9	36,2	35,5	66,6	36,6	0,33	0,66	0,92	0,07	0,96	0,04
GRUPO B										
A7	75,0	18,2	80,8	17,2	0,71	0,79	0,95	0,03	0,96	0,02
A9	53,3	31,6	53,9	36,4	0,50	0,55	0,91	0,09	0,92	0,06

M= média; Sd= desvio padrão

Foi realizada uma comparação entre ambos os esquemas de validação. Os resultados para os movimentos do GA na segunda sessão (S2) mostraram que, o melhor desempenho foi obtido por A7, com Efetividade de 95,6 (7,4%), e com um coeficiente Kappa de 0,95, sugerindo concordância quase perfeita entre preditores e valores esperados ao final da segunda sessão (S2).

No esquema S3, quando o treinamento ocorreu nos dois primeiros dias e os testes no terceiro dia, o desempenho geral foi melhorado para os dois sujeitos.

O amputado A9 mostrou dificuldade em distinguir os movimentos, com Efetividade de 53,9% ao final da terceira sessão experimental nos movimentos do GB. A Especificidade para os dois amputados foi acima de 0,9 para os dois grupos de movimentos ao final de S2 e S3.

O amputado A7 mostrou os melhores resultados em ambos os grupos de movimento, o que indica sua capacidade de aprender e manter padrões com um período reduzido de treinamento. Talvez o fato de precisar de uma maior necessidade de adaptação à incapacidade durante as AVDs, e por possuir um membro remanescente com uma alavanca óssea e muscular maior seja uma justificativa para o melhor desempenho do amputado A7, tanto nas tarefas no GA quanto do GB, em comparação com o amputado A9.

4.2.2 Amputados transradiais

Dos três sujeitos com amputação transradial, dois são do sexo feminino e um é do sexo masculino. Quanto à escolaridade, um possui ensino superior incompleto, o outro ensino fundamental incompleto e o outro ensino médio incompleto. A amputação foi de etiologia traumática para dois sujeitos e vascular para um sujeito. O tempo de amputação variou entre 08 meses e 25 anos até a data da avaliação. Os amputados A4 e A6 possuem amputação transradial proximal e o A10 amputação transradial no terço distal. O movimento de pronosupinação está preservado nos três sujeitos.

Os resultados médios e desvio padrão de Efetividade, Especificidade e Coeficiente Kappa (K) para identificar movimentos do Grupo A e Grupo B do protocolo experimental proposto neste estudo para os indivíduos amputados transradiais utilizando SMEs são mostrados na Tabela 13.

Tabela 13 - Resultados de classificação para as sessões S2 e S3, com os amputados A4, A6 e A10, respectivamente. Classificação média (M) e desvio padrão (Sd) da Efetividade (Acc), Coeficiente Kappa (k) e Especificidade (Sp) para o reconhecimento de movimentos durante os experimentos pelos amputados transradiais (movimentos do Grupo A e do Grupo B).

GRUPO A										
A	Acc _{S2}		Acc _{S3}		K _{S2}	K _{S3}	Sp _{S2}		Sp _{S3}	
	M	Sd	M	Sd			M	Sd	M	Sd
A4	43,2	38,1	56,4	24,4	0,41	0,55	0,93	0,06	0,95	0,04
A6	35,3	23,1	54,9	19,3	0,27	0,5	0,91	0,04	0,94	0,04
A10	72,8	27,8	85,7	13,9	0,67	0,81	0,96	0,05	0,98	0,02
GRUPO B										
A4	26,1	41,6	57,8	30,9	0,23	0,55	0,86	0,12	0,92	0,09
A6	35,9	33,3	50,4	33,3	0,31	0,48	0,87	0,10	0,91	0,06
A10	50,1	31,0	62,8	22,4	0,39	0,52	0,88	0,10	0,91	0,07

M= média; Sd= desvio padrão

Foi realizada uma comparação entre ambos os esquemas de validação. Ao final de segunda sessão (S2), para os movimentos do grupo A (GA), os resultados mostraram que o melhor desempenho foi obtido por A10 com 72,8 % de Efetividade. Entretanto, os melhores resultados foram no esquema S3, sendo que o melhor desempenho (Efetividade) obtido pelo amputado A10 foi de 85,7%, $k= 0,81$. Por outro lado, os amputados A4 e A6 mostraram dificuldade em distinguir os movimentos, com Efetividade abaixo de 50% no esquema S2 e um pouco acima de 50% no esquema S3.

Em relação ao Coeficiente Kappa para o amputado A10, este índice apresentou concordância quase perfeita (0,81) em S2 e todos mostraram Especificidade acima de 0,90, a qual está relacionada a uma rejeição muito alta de falsos positivos.

Para os movimentos do grupo B (GB), o amputado A10 obteve taxa de Efetividade de 50,1% para o esquema de S2 e 62,8 para o esquema S3. Os demais amputados tiveram baixa taxa de Efetividade (abaixo de 36%) para o esquema S2 e maior que 50 % para o esquema S3.

O Coeficiente Kappa (k) teve um comportamento semelhante à Efetividade, no entanto, na terceira sessão (S3), os resultados mostraram uma melhora significativa na distinção dos padrões mioelétricos entre os movimentos do GB comparados a S2.

No esquema S3 o amputado A4 apresentou melhora de desempenho em relação à segunda sessão, sendo que seu desempenho de Efetividade apresentou uma melhora de 2,2 vezes na sua taxa de reconhecimento.

Para este grupo de amputados transradiais, o amputado A10 mostrou os melhores resultados em ambos os grupos de movimento, talvez por apresentar o menor tempo de amputação (8 meses), o que indica sua capacidade de aprender e manter padrões com um período reduzido de treinamento.

Os resultados obtidos por cada um dos participantes mostraram grandes diferenças individuais no sistema de teste, sendo que estas variações dos indivíduos mostrou que alguns participantes facilmente podem manter padrões repetidos, mesmo com treinamento muito baixo, enquanto outros precisam de mais repetições para

garantir um bom desempenho. O resumo destes resultados pode ser visto na Tabela 13.

4.2.3 Amputados com desarticulação do punho

Dos cinco sujeitos com desarticulação do punho, três são do sexo feminino e dois são do sexo masculino. Quanto à escolaridade, um possui ensino médio completo e os outros três ensino fundamental incompleto. A amputação foi de etiologia traumática para todos os sujeitos. O tempo de amputação variou entre 1,5 anos e 42 anos até a data da avaliação. O movimento de pronosupinação está preservado em todos os sujeitos.

Os resultados médios e desvio padrão de Efetividade, Especificidade e Coeficiente Kappa (K) para identificar movimentos do Grupo A e Grupo B do protocolo experimental proposto neste trabalho para os indivíduos amputados com desarticulação do punho utilizando SMEs são mostrados na Tabela 14.

Tabela 14 - Resultados de classificação para as sessões S2 e S3, com os amputados A1, A2, A3, A5 e A8, respectivamente. Classificação média (M) e desvio padrão (Sd) da Efetividade (Acc), Coeficiente Kappa (k) e Especificidade (Sp) para o reconhecimento de movimentos durante os experimentos pelos amputados com desarticulação do punho (movimentos do Grupo A e do Grupo B).

GRUPO A										
A	Acc _{S2}		Acc _{S3}		K _{S2}	K ₃	Sp _{S2}		Sp _{S3}	
	M	Sd	M	Sd			M	Sd	M	Sd
A1	44,3	31,2	87,7	12,9	0,42	0,86	0,93	0,06	0,98	0,01
A2	57,7	43,0	71,8	26,7	0,51	0,68	0,94	0,05	0,96	0,05
A3	33,8	31,0	51,3	29,2	0,24	0,42	0,90	0,10	0,93	0,06
A5	30,4	19,3	36,1	22,6	0,21	0,26	0,90	0,04	0,91	0,05
A8	72,1	33,0	76,5	28,2	0,70	0,75	0,96	0,05	0,97	0,03
GRUPO B										
A1	86,5	24,1	82,6	18,9	0,84	0,81	0,97	0,03	0,97	0,04
A2	36,8	38,5	69,6	21,6	0,23	0,60	0,85	0,11	0,92	0,07
A3	20,8	32,2	21,9	12,8	0,01	0,00	0,80	0,20	0,80	0,07
A5	79,1	17,0	60,6	36,8	0,71	0,50	0,94	0,05	0,90	0,06
A8	46,6	38,4	43,3	31,6	0,44	0,42	0,90	0,11	0,89	0,10

M= média; Sd= desvio padrão

Foi realizada uma comparação entre ambos os esquemas de validação. Para os movimentos do grupo A (GA) no primeiro esquema (S2), o melhor desempenho foi obtido por A8 com 72,1%. Os amputados A3 e A5 tiveram muito baixas taxas de sucesso (abaixo de 34%) com o pior caso em A5 (30,4%). Esses últimos sujeitos mostraram claramente dificuldade em distinguir os movimentos no primeiro esquema.

No segundo esquema (S3), quando o treinamento ocorreu nos dois primeiros dias e os testes no terceiro dia, o desempenho geral foi melhorado (Acc > 51%) exceto para o amputado A5. Em relação ao Coeficiente Kappa, o amputado A1 apresentou concordância quase perfeita ($k > 0,81$), os amputados A2 e A8 apresentaram concordância substancial ($0,61 < k < 0,81$), e A3 e A5 mostraram muito baixa

concordância ($k < 0,61$). A Especificidade foi acima de 0,90 para os movimentos do GA ao final de S2 e S3.

Nos movimentos do grupo GB, no esquema S3, o amputado A2 apresentou melhora de desempenho em relação à segunda sessão, sendo que seu desempenho (Efetividade) apresentou uma melhora de 1,9 vezes na sua taxa de reconhecimento.

Por outro lado, três amputados (A1, A5 e A8) não melhoraram seu desempenho. A5 teve uma redução apreciável na taxa de reconhecimento, o que significa que ele não conseguiu distinguir os movimentos solicitados ao final das três sessões. Finalmente, A3 não mostrou reconhecimento pelas tarefas de prensão, pois suas taxas estavam abaixo de 22% em ambas as sessões, sendo que a matriz de confusão (Figura 32 e 33) mostrou que todos os movimentos foram classificados como estado de repouso.

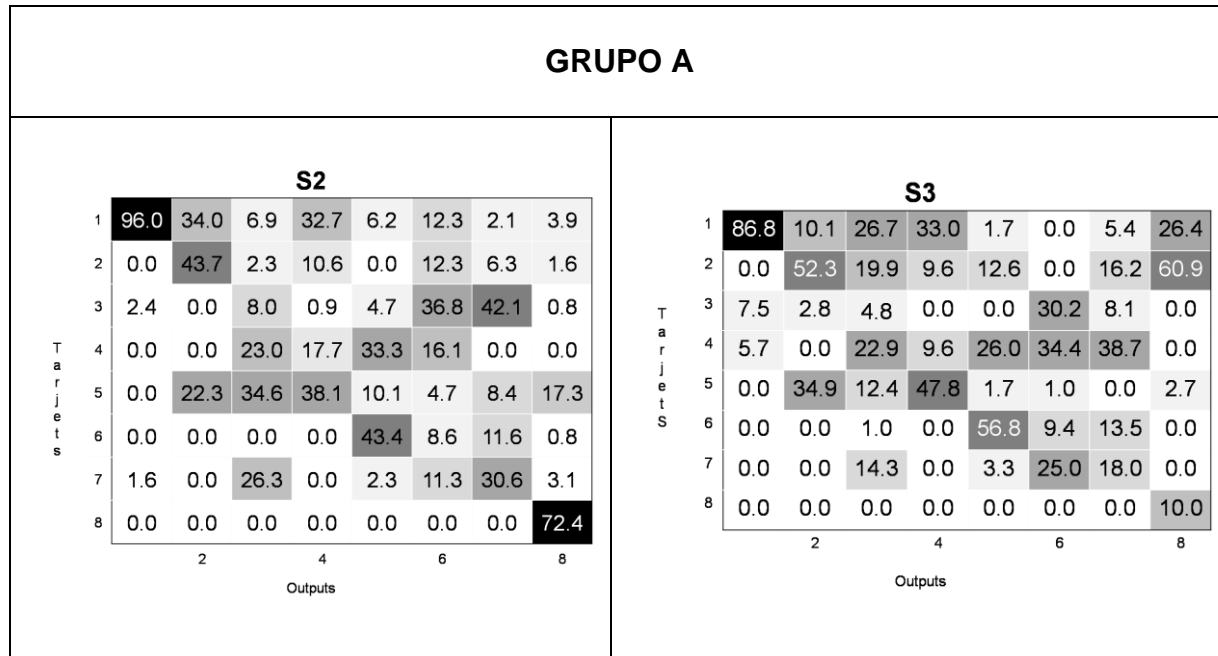


Figura 32 - Matriz de confusão do amputado A3, com amputação transradial e movimentos do GA. O valor máximo de 100% é mostrado com a cor preta, e o valor mínimo de 0%, com a cor branca.

GRUPO B							
S2							
T a r j e t s	1	75.9	19.0	39.3	81.9	58.4	0.9
	2	0.0	4.3	0.0	8.7	1.8	2.7
	3	0.0	4.3	2.6	0.0	0.0	0.0
	4	19.7	36.2	33.3	4.7	16.0	42.5
	5	0.0	16.4	16.2	0.0	14.2	46.9
	6	4.4	19.8	8.5	4.7	10.6	7.1
	1	2	3	4	5	6	
Outputs							
S3							
T a r j e t s	1	1.8	84.4	72.4	63.6	84.1	68.6
	2	4.6	2.8	1.6	2.8	0.0	1.8
	3	9.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	4	30.6	4.6	6.7	19.6	11.1	13.6
	5	54.1	0.9	0.0	10.3	0.8	16.3
	6	0.0	7.3	20.3	3.7	4.0	0.9
	1	2	3	4	5	6	
Outputs							

Figura 33 - Matriz de confusão amputado A3, com amputação transradial e movimentos do GB. O valor máximo de 100% é mostrado com a cor preta, e o valor mínimo de 0%, com a cor branca.

4.2.4 Amputados de uma forma geral

A Figura 34 mostra as diferentes respostas de cada amputado durante a realização dos movimentos do GA e GB, durante os esquemas S2 e S3.

Cada grupo de movimentos foi estudado separadamente para poder extrair informações sobre a capacidade de aprendizagem quanto o comportamento do SME nos dois grupos.

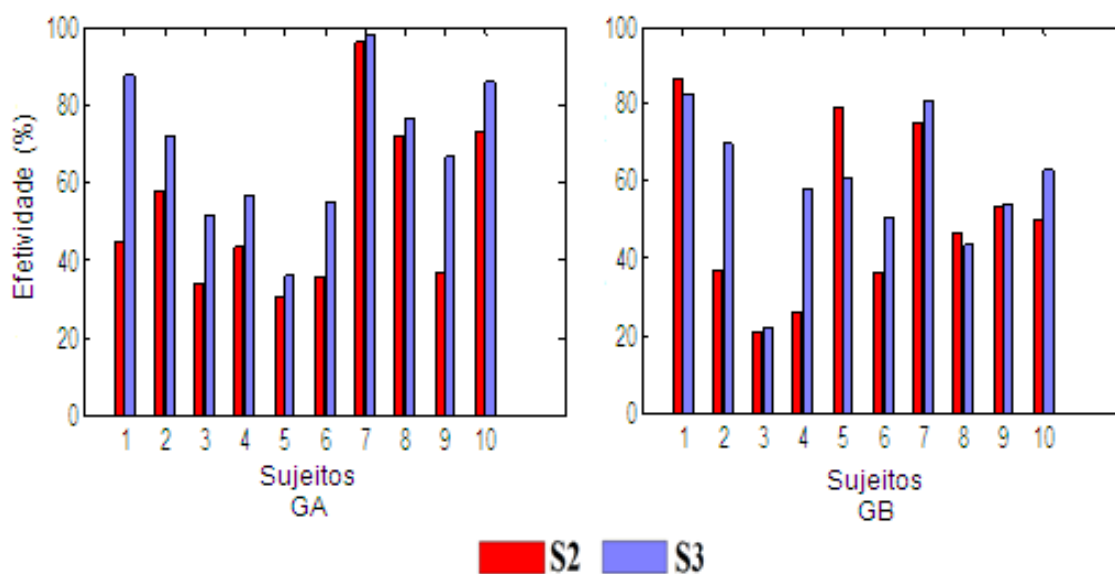


Figura 34 - Comparação da validação dos resultados entre os grupos GA e GB de todos os sujeitos amputados da amostra durante os esquemas S2 e S3.

4.3 AVALIAÇÃO DE TAREFAS INDIVIDUAIS

4.3.1 Movimentos individuais dos dedos

O índice PNM (*Positive-Negative Measurement*) foi calculado para os oito movimentos incluídos no grupo de movimentos individuais dos dedos do Grupo A (Tabela 5, p. 71) e para os cinco movimentos incluídos no grupo de movimentos do Grupo B (Tabela 6, p. 72).

Da análise dos resultados da PNM obtidos para movimentos individuais dos dedos (GA), a abertura da mão (movimento 8: extensão de todos os dedos) foi a melhor distinguida entre os outros movimentos, com $PNM = 0,45$, seguida pelos movimentos de flexão do dedo médio (movimento 4) e fechamento da mão (flexão de todos os dedos: movimento 7), com 0,09 e 0,01, respectivamente, todos com $PNM > 0$. Os movimentos dos dedos indicador (movimento 3) e anelar (movimento 5) apresentaram a maior dificuldade de se distinguir corretamente, com valores abaixo de -0,17, seguido pelos movimentos do polegar e dedo mínimo (Tabela 14).

Ressalta-se, no entanto, que os amputados A1, A7 e A10 mostraram reconhecimento correto do polegar (movimento 2), de 0,41 a 0,99 e dedo indicador (movimento 3), de 0,10 a 0,52, que são dedos com movimentos importantes, devido à sua funcionalidade. Além disso, os amputados A7, A8, A9 e A10 mostraram alta capacidade de reconhecimento para os movimentos dos dedos médio (movimento 4) e mínimo (movimento 6).

Uma avaliação independente realizada por indivíduos mostrou que os amputados A7, A8 e A10 apresentaram índices com valores acima de 0,4 em pelo menos quatro movimentos, sendo que somente A10 apresentou reconhecimento de movimentos do dedo indicador (movimento 3) com PNM próximo a 0,5.

Por outro lado, os amputados A2, A3, A4 e A5 apresentaram índices abaixo de -0,2 para os dedos anelar (movimento 5) e dedo mínimo (movimento 6). Além disso, a maioria deles apresentou índices negativos para o movimento do polegar (movimento 2) e de fechar a mão (movimento 7). Este grupo de indivíduos também obteve o menor desempenho na classificação na grande maioria dos movimentos do GA (PNM negativa).

O estado de repouso relacionado às contrações não voluntárias é a classe mais facilmente diferenciada das outras. Os detalhes dos resultados desta análise podem ser vistos na Tabela 15 e Figura 35.

Tabela 15 - Resultados para índice PNM para os movimentos do Grupo A.

Movimento	Amputado										PNM Média
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	0,98	1,00	0,39	0,95	0,44	0,48	1,00	0,97	0,89	1,00	0,81
2	0,75	0,00	-0,04	-0,85	-0,41	-0,57	0,99	-0,61	-0,96	0,41	-0,13
3	0,50	-0,20	-0,59	-0,44	-0,60	-0,57	0,10	0,10	-0,27	0,52	-0,14
4	-0,16	-0,29	0,00	0,17	-0,28	-0,66	0,59	0,55	0,74	0,25	0,09
5	-0,16	-0,50	-0,25	-0,31	-0,86	-0,19	0,62	0,71	-0,65	-0,09	-0,17
6	-0,07	-0,72	-0,85	-0,24	-0,55	-0,10	0,75	0,45	0,10	0,20	-0,11
7	-0,42	-0,24	-0,22	-0,29	0,08	-0,55	0,99	-0,05	0,20	0,57	0,01
8	0,68	0,41	-0,26	-0,01	-0,04	0,59	0,99	0,65	0,94	0,57	0,45

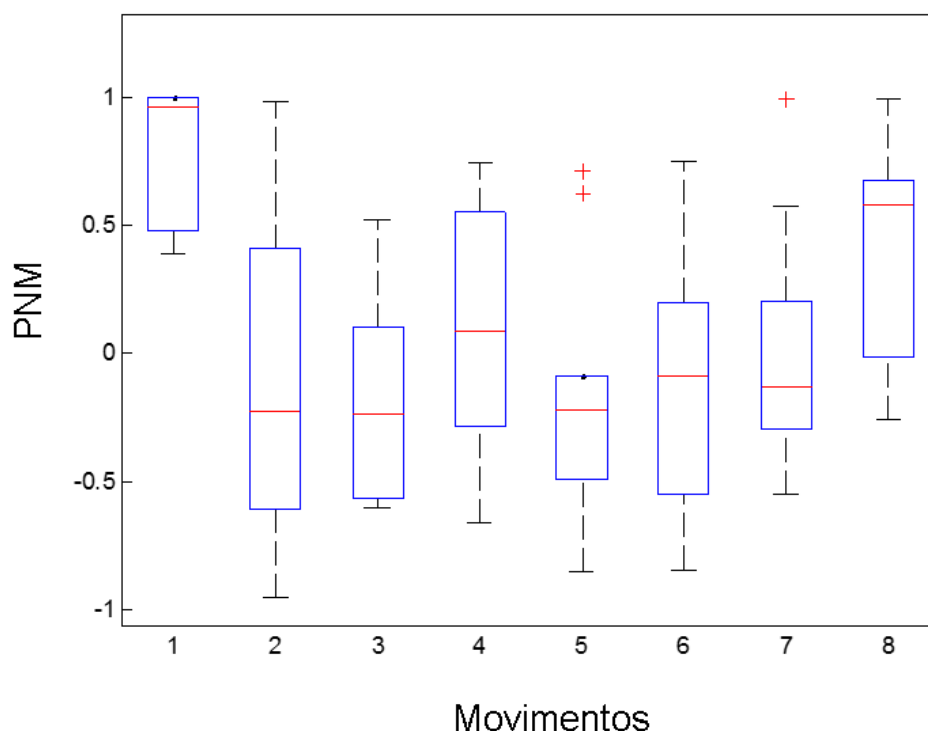


Figura 35 - Resultados para índice PNM para os movimentos do Grupo A

4.3.2 Movimentos de preensão

Para os movimentos de preensão do Grupo B (Tabela 6, pg. 72), considerando-se os resultados médios de PNM, em geral, a preensão cilíndrica (movimento 10) obteve o segundo melhor índice de PNM (0,02) após o estado de repouso (movimento 9), de -0,28, seguido da pinça polpa-a-polpa (movimento 13), de -0,18. A tarefa mais difícil de ser diferenciada foi a pinça tripode (movimento 11) com PNM média = -0,28.

Após uma análise individual dos sujeitos, verificou-se que durante a realização da preensão cilíndrica (movimento 10), os amputados A1, A2, A7, A9 e A10 obtiveram um desempenho muito alto em relação às outras tarefas funcionais, com índices PNM de 0,3 a 0,9.

O amputado A4 também obteve uma diferença razoável (-0,06) no índice PNM desta mesma tarefa. Isto significa que há uma facilidade para este grupo de sujeitos em realizar a preensão cilíndrica (movimento 10). No entanto, para os

amputados A3 e A5, estes movimentos apresentaram o pior desempenho entre os outros movimentos do GB, com índices PNM de -0,58 até -0,91.

Para os amputados A5 e A6, a pinça polpa-a-polpa (movimento 13) apresentou índices mais altos (0,3 e 0,08, respectivamente). Já o amputado A8 obteve o pior valor nessa tarefa (-0,71). Os amputados A3, A4, A9 também mostraram dificuldade para realizar essa tarefa, de acordo com seus índices (<0,37).

Em relação à pinça lateral (movimento 12), o amputado A1 mostrou uma alta capacidade de manter padrões semelhantes ao longo de repetições (PNM = 0,45), enquanto A5, A7 e A10 apresentaram desempenho médio com índices de 0,01 a 0,19.

Entre todos os sujeitos, verificou-se que o amputado A3 apresentou uma grande dificuldade para gerar padrões diferenciados para os movimentos (PNM negativa), mesmo para o estado de repouso (movimento 9), que é considerada o movimento mais fácil de ser diferenciado dos demais por sua própria natureza de não realização de contração voluntária. Percebe-se que esse resultado do amputado A3 se justifica por ser o sujeito, dentre todos da amostra, a possuir o menor tempo de amputação (8 meses) e presença de dor fantasma. De uma forma geral, os resultados de classificação mostraram uma alta confusão nos movimentos de preensão entre os amputados e, na maioria dos casos foram reconhecidos corretamente somente o padrão de estado de repouso (movimento 9).

Mesmo com a explicação do pesquisador e adaptação o usuário S3 não conseguiu realizar os movimentos do Grupo B.

Ressalta-se que os amputados A8 e A4 mostraram resultados ruins, mas conseguiram distinguir muito bem o padrão do estado de repouso (PNM = 1 em ambos os casos), e A4 mostrou uma facilidade para diferenciar a preensão cilíndrica (movimento 10) das outras tarefas.

Finalmente, a partir das duas análises anteriores para os Grupos A e B, a avaliação de aprendizagem dos movimentos, mostra que os amputados mantêm habilidades para manter padrões repetidos de movimentos, mas deve ser esclarecido que o desempenho dos sujeitos pode ser representado em dois diferentes grupos com

tendências semelhantes: o primeiro grupo, que mostrou um grupo de amputados com alto desempenho para ambos os grupos de movimentos (A7 e A10) e, mantém padrões mioelétricos diferenciados entre as tarefas propostas; e o segundo grupo, que reúne um grupo de amputados (A3 e A4) com dificuldades para gerar comandos de controle de contração muscular satisfatório com o protocolo proposto neste estudo. Ressalta-se que é possível que um protocolo de treinamento mais prolongado consiga obter melhores resultados para estes sujeitos. Estas análises são ilustradas na Tabela 16 e Figura 36.

Algumas considerações sobre a diversidade dos sujeitos, como idade, tempo de amputação, nível de amputação, e tipo de prótese utilizada devem ser levadas em consideração na análise de seu impacto nos resultados. Neste aspecto, utilizando o teste de Wilcoxon, não foi encontrada nenhuma relação significativa entre precisão e idade dos sujeitos em ambas as categorias ($p = 0,0017$ para GA e $p = 0,0211$ para GB). Da mesma forma, não foi encontrada relação entre precisão e tempo de amputação ($p = 0,0002$ para GA e $p = 0,0003$ para GB).

Tabela 16 - Resultados para o índice PNM para os movimentos do Grupo B.

Movimento	Amputados										PNM
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
9	0,99	1,00	-0,76	1,00	0,68	0,97	1,00	1,00	1,00	0,99	0,79
10	0,90	0,45	-0,91	-0,06	-0,58	-0,51	0,49	-0,47	0,56	0,30	0,02
11	0,24	-0,04	-0,66	-0,49	-0,19	-0,59	0,06	-0,52	-0,53	-0,12	-0,28
12	0,45	-0,24	-0,70	-0,36	0,19	-0,61	0,06	-0,53	-0,32	0,01	-0,21
13	-0,07	-0,01	-0,64	-0,37	0,30	0,08	0,05	-0,71	-0,39	-0,02	-0,18

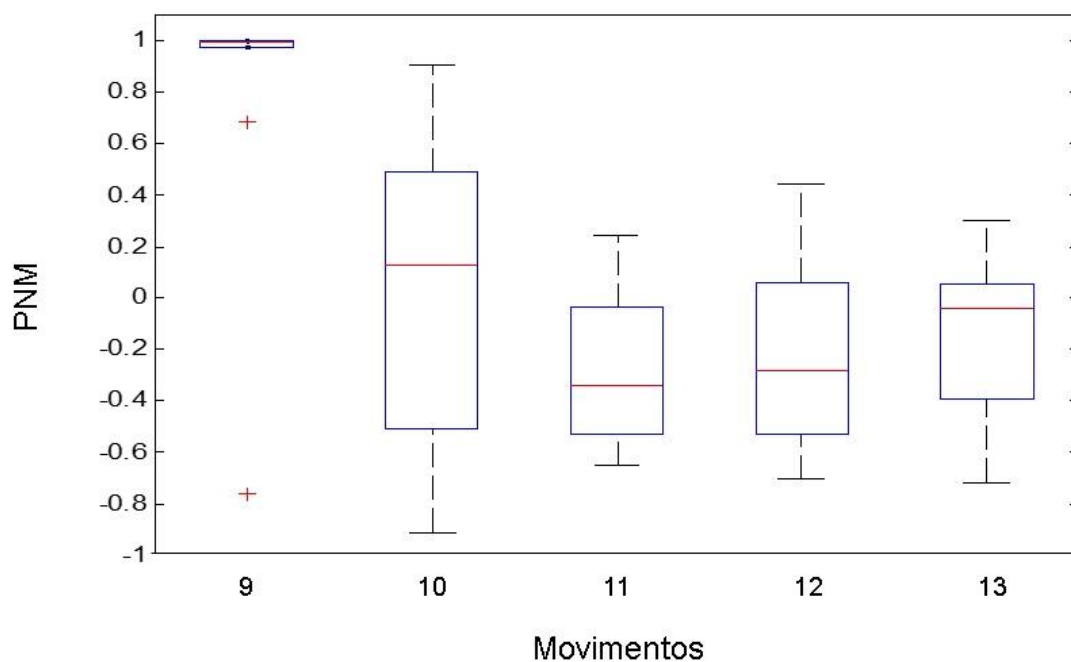


Figura 36 - Resultados para índice PNM para os movimentos do Grupo B.

4.4 QUESTIONÁRIO GAS (GOAL ATTAINMENT SCALE)

Após as sessões experimentais, os objetivos predeterminados quanto ao protocolo experimental proposto neste estudo foram avaliados usando o questionário GAS. A pontuação obtida de cada sujeito está ilustrada na Figura 37.

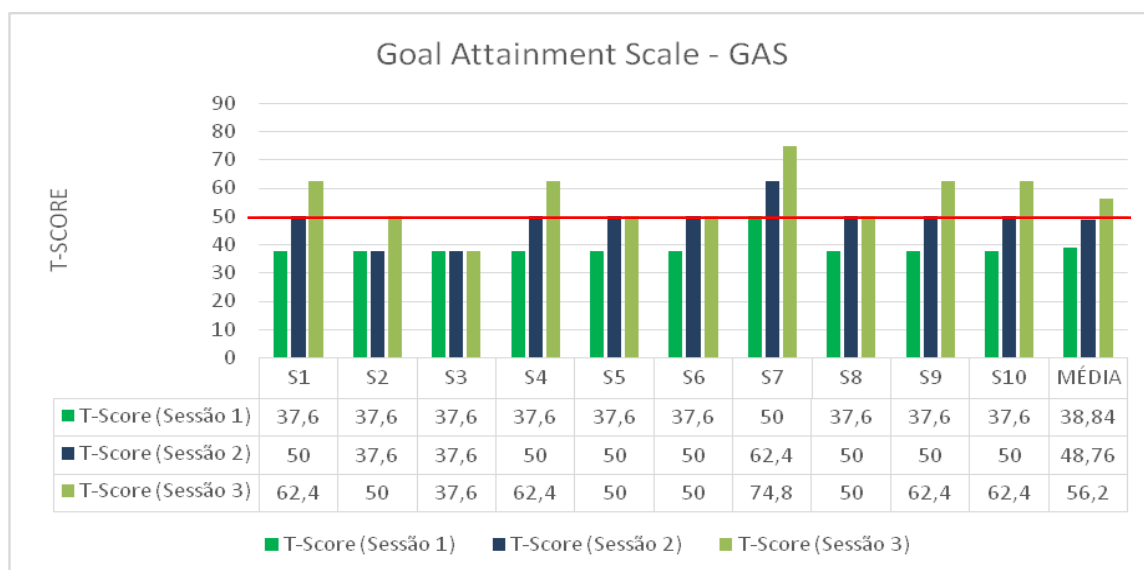


Figura 37 - Resultados obtidos pelo método de avaliação GAS

Para o método de avaliação GAS, quando os valores de T forem iguais ou acima de 50, indicam que os objetivos predeterminados foram alcançados, podendo apresentar resultados melhores do que o esperado. Os valores do T-score foram 50 somente para um sujeito após a primeira sessão experimental. Os valores para a segunda sessão experimental foram ≥ 50 para oito sujeitos. Somente um sujeito obteve valor < 50 ao final da terceira sessão experimental (Figura 37).

Assim, de acordo com os resultados obtidos com o T-score na realização dos experimentos, verificou-se que os objetivos foram alcançados ao final da terceira sessão experimental com uma taxa maior do que a esperada, exceto para o amputado A3.

4.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo teve algumas limitações. Primeiro, o número de sessões para capturar os SMEs foi considerado insuficiente, já que talvez numa linha de tempo maior durante o processo de aprendizagem em amputados, tão distintos entre si, produziria resultados mais robustos. Em segundo lugar propõe-se dividir os sujeitos em dois grupos experimentais distintos, para comparar as diferenças entre indivíduos amputados e não amputados (grupo controle). Em terceiro lugar, propõe-se implementar um protocolo experimental no modo *on-line* (medida de desempenho em tempo real), o que possibilitaria incluir futuramente a realização de experimentos com uma prótese virtual e real. Por fim, foi observada uma interdependência em algumas variáveis (por exemplo, tempo de amputação e escolaridade) que, neste estudo não foram investigadas nesta pesquisa, mas que poderá ser objeto de futuros estudos.

5 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo mostraram significância no reconhecimento dos padrões de SMEs, com variações de desempenho entre os sujeitos estudados, o que sugere diferenças em suas habilidades de aprendizagem. De fato, tal como descrito anteriormente, vários fatores devem ser levados em conta no processo de aprendizagem motora e aquisições de habilidades em geral durante o treinamento de um indivíduo, tais como instruções, tipos de tarefas, número de repetições, “*feedback*” ou a apresentação de tarefas.

Cada participante da pesquisa mostrou diferenças individuais nos experimentos, o que significa que alguns participantes (A7, A8 e A10) facilmente conseguiram manter padrões repetidos, mesmo com poucas sessões de treinamento, enquanto outros (A3 e A5) talvez precisassem de um tempo maior de treinamento para garantir um bom desempenho.

Todos os pacientes apresentaram melhora de desempenho com a repetição dos movimentos propostos em níveis diferentes. Houve diferenças entre os esquemas S2 e S3 utilizados para validar o padrão de reconhecimento do sinal mioelétrico. Isto implica que na prática, de modo geral, houve melhora no desempenho, não só para familiarização com as tarefas nos dois grupos, mas também nos *inputs* necessários para treino e aprendizado dos movimentos para um possível melhor controle de uma mão protética. Entretanto, o desempenho nas tarefas do grupo B que são mais simples de serem realizadas teve, no geral, um desempenho mais baixo que nas tarefas do grupo A talvez por fadiga durante a realização das tarefas propostas no protocolo experimental.

Os resultados do desempenho dos sujeitos durante a realização das tarefas do Grupo A, que englobam movimentos individualizados dos dedos e abertura e fechamento das mãos, mostram uma melhora comparando-se o esquema S2 e S3. Os resultados médios e desvio padrão de desempenho entre os dois esquemas mostraram que houve avanços na efetividade, sensibilidade, especificidade e coeficiente Kappa (K). Embora todos os sujeitos conseguiram realizar as tarefas solicitadas, observam-se diferenças individuais: alguns amputados conseguiram

realizar uma boa distinção entre os movimentos (A7, A8 e A10), enquanto outros apresentaram uma maior dificuldade em fazer esta distinção (A3 e A5), o que sugere diferenças na capacidade de aprendizagem. Além disso, pode ser que, para os amputados com maior dificuldade na diferenciação das tarefas, o número de dias utilizado para treinamento tenha sido insuficiente e o processo de aprendizado deva ser mais prolongado.

Os amputados A7 e A9 (amputados bilaterais) apresentaram o melhor desempenho, tanto para tarefas de movimentos individuais dos dedos (GA) quanto para movimentos de preensão (GB), respectivamente. Por outro lado, o amputado A3 mostrou o pior desempenho com movimentos de preensão (GB). A variabilidade da resposta entre os participantes relatados neste trabalho pode ser influenciada por vários fatores, como o nível de educação, número de sessões, fadiga e controle postural.

Houve diferenças de respostas, tanto do ponto de vista motor quanto de adaptação do algoritmo durante a realização das tarefas simples e complexas, já que existe uma diferença de exigência tanto nas conexões do SNC quanto na muscular.

Adicionalmente, a quantidade de ativação muscular solicitada durante o movimento individual de dedos é diferente daquela exigida durante a realização de atividades de preensão e precisão, exigindo um número maior de músculos (co-contracção muscular) para a realização da atividade solicitada. Assim, talvez essa múltipla ativação muscular solicitada nos movimentos de preensão possa ter interferido nos resultados obtidos. De fato, um dos maiores desafios para o reconhecimento das ações musculares com SMEs está em detectar, de forma satisfatória, as variações de seletividade muscular eliminando os efeitos do *crosstalk*.

As possíveis explicações para os diferentes resultados das comparações intra-grupo podem estar relacionadas à especificidade do treinamento e ao nível da função motora dos dois grupos de movimentos. Com relação à especificidade, o fato das tarefas do grupo A terem sido realizadas primeiro de acordo com o protocolo experimental possa explicar o melhor desempenho dos voluntários nesse grupo em relação ao desempenho para as tarefas do grupo B.

Os valores obtidos pelo questionário GAS (>50%) mostraram uma quantidade de acertos satisfatória para os objetivos traçados de reconhecimento da intenção dos movimentos propostos.

Este estudo mostrou que os sujeitos conseguiram realizar contrações musculares, ou seja, realizar o mesmo movimento com padrões de SME distinguíveis para os diferentes movimentos nas três sessões experimentais, portanto, o desenho experimental proposto pôde ser validado em pessoas amputadas.

Os resultados desta pesquisa demonstraram que, com o treinamento proposto e com a confiabilidade do classificador, esta técnica mostra-se viável e apresenta resultados positivos, pois os amputados podem aprender a realizar padrões musculares consistentes e diferenciáveis necessários para o controle de uma prótese baseada em reconhecimento de padrões mioelétricos.

As seguintes publicações foram realizadas durante a realização desta pesquisa:

COSTA, R.M.; VILLAREJO MAYOR, J.J.; BASTOS FILHO, T.F User adaptation to myoelectric prostheses: implications in learning hand movements. Artigo submetido em fevereiro 2017 com a Revista **Disability and Rehabilitation**.

COSTA, R.M.; VILLAREJO MAYOR, J.J.; BASTOS FILHO, T.F Assessment of Dexterous Movements of Amputees Based on Myoelectric Patterns for Prosthesis Control. Artigo submetido em setembro 2016 com a Revista **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**.

VILLAREJO MAYOR, J.J.; COSTA, R.M.; FRIZERA NETO, A.; BASTOS FILHO, T.F Decodificación de Movimientos Individuales de los Dedos y Agarre a Partir de Señales Mioelétricas de Baja Densidad. **Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial** (2016). Aceito para publicação.

VILLAREJO MAYOR, J.J.; COSTA, R.M.; FRIZERA NETO, A.; BASTOS FILHO, T.F Dexterous Hand Gestures Recognition Based on Low-Density sEMG Signals for

Upper-Amputees. **Research on Biomedical Engineering** (2016). Em processo de revisão final.

VILLAREJO MAYOR, J.J.; COSTA, R.M.; FRIZERA NETO, A.; BASTOS FILHO, T.F. (2014). Identification of low level sEMG signals for individual finger prosthesis. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**, 2014. p. 1-6.

VILLAREJO MAYOR, J.J., COSTA, R.M.; SARMIENTO, J.F.; FRIZERA NETO, A.; BASTOS FILHO, T.F.; KUMAR, D.K. (2013). Sistema de Control Individual de Dedos de una Prótesis Utilizando Señales Electromiográficas de Superficie. In: **Congreso Iberoamericano de Tecnologías em Apoyo a La Discapacidad, IBERDISCAP**, 28-29 Nov. 2013, Santo Domingo, República Dominicana.

SARMIENTO, J.F., VILLAREJO MAYOR, J.J.; COSTA, R.M.; BASTOS FILHO, T.F.(2013). Protocolo de Captura de Señales sEMG para el Reconocimiento de Gestos de la Mano. In: **Congreso Iberoamericano de Tecnologías en Apoyo a la Discapacidad, IBERDISCAP**, 28-29 Nov 2013, Santo Domingo, República Dominicana.

DELIS, L.A.; VILLAREJO MAYOR, J.J.; COSTA, R.M.; BASTOS FILHO, T.F. (2013). Proposal of a Characterization Method for Movement Dysfunction Detection. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)**, 2013.

TELLO, R.J.M.G.; COSTA, R.M.; BASTOS FILHO, T.F.; FRIZERA NETO, A.; ARJUNAN, S.P.; KUMAR, D.K. Towards sEMG Classification Based on Bayesian and k-NN to Control a Prosthetic Hand. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP - IEE**, 2013. p.1-6

COSTA, R.M.; VILLAREJO MAYOR, J.J.; TELLO, R.J.M.G.; BASTOS FILHO, T.F. (2013) Survey on sEMG Signal Analysis and Changes in the Somatosensory and Motor Cortices in Amputee. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)**, 2013.

VILLAREJO MAYOR, J.J.; TELLO, R.J.M.G.; COSTA, R.M.; FRIZERA NETO, A.; BASTOS FILHO, T.F. (2012). Reconocimiento de Tareas para una Prótesis Mioeléctrica Basado em Wavelet Packet. In: **V Jornadas AITADIS de Tecnología de Apoyo a La Discapacidad**, Nov. 2012, Vitória: GM Editora, 2012, v.1, p. 157-162, Brasil.

SARMIENTO, J.F.; TELLO, R.J.M.G.; BENEVIDES, A.B.; COSTA, R.M.; FRIZERA NETO, A.; BASTOS FILHO, T.F.; ARJUNAN, S.P. (2012). Capture Protocol of Forearm sEMG Signals with For Channels in Heathy and Amputee People. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP - IEEE**, 2012, p. 1-4.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALESSANDRO, C. et al. Motor Control and Learning Theories. In: **Emerging Therapies in Neurorehabilitation II** (pp. 225-250). Springer International Publishing, 2016.

ALMEIDA, L.F.; CAMARGOS, G.V.; CORRÊA, C.L. Mudanças reorganizacionais nos córtices somatossensorial e motor em amputados: revisão da literatura. **Rev Neurocienc**, v. 17, n. 2, p. 146-55, 2009.

ALVES, A.C.J.; MATSUKURA, T.S. Revisão sobre avaliações para indicação. **Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo**. 2014 maio/ago; 25(2): 199-207.

AL-TIMEMY, A.H. et al. Improving the performance against force variation of EMG controlled multifunctional upper-limb prostheses for transradial amputees. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, n. 6, p. 650-661, 2016.

AMB - Associação Médica Brasileira. **Conceitos e Definições**. 2007. Available from URL: http://www.amb.org.br/teste/inst_ct_implantes.html.

ARAÚJO, D.M. Próteses. In: LIANZA, S. (Ed.). **Medicina de Reabilitação**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

ASSUMPÇÃO, T.S. Anatomia Funcional. In: PARDINI, P. F. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, 2006.

ATZORI, M. et al. (2014). Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses. **Scientific data**, 1, 2014.

ATZORI, M.; MÜLLER, H. Control capabilities of myoelectric robotic prostheses by hand amputees: a scientific research and market overview. **Frontiers in systems neuroscience**, 9, 2015.

ATZORI M.; et al. Effect of clinical parameters on the control of myoelectric robotic prosthetic hands. **J Rehabil Res Dev.**, 53(3):345–58, 2016.

AVANZINO, L. et al. Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, v. 9, 2015.

BAGESTEIRO, L.B. Função de Membro Superior e Envelhecimento. In: PERRACINI, M.B.; FLÓ, C.M. **Funcionalidade e envelhecimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p.91-105.

BAI, O. et al. A wireless, smart EEG system for volitional control of lower-limb prosthesis. In: **TENCON 2015-2015 IEEE Region 10 Conference**. IEEE, 2015. p. 1-6.

BALBINOT, A.; FAVIEIRO, G. A. Neuro-Fuzzy System for Characterization of Arm Movements. **Sensors** 2013; 13(2):2613-2630.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**, 5 ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561p.

BELTER, J.T.; DOLLAR, A.M. Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands. **Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**; 2011 Jun 29–Jul 1; Zurich, Switzerland. p. 921–27.

BELTER, J.T. et al. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. **J Rehabil Res Dev**. 2013; 50(5): 599–618.

BENZ, H.L. et al. Upper extremity prosthesis user perspectives on unmet needs and innovative technology. In: **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the**. IEEE, 2016. p. 287-290.

BLAIR, V. Função da mão. In: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole; 2001.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação - Amputados, Amputações e Próteses**. 2 ed. São Paulo: Robe, 2000.

BORELLA, M.P.; SACCHELLI, T. Os efeitos da prática de atividades motoras sobre a neuroplasticidade. **Rev. Neurocienc** 2009; 17:161-9.

BOTH, J.E. et al. Acompanhamento de Paciente com Amputação de Membro Superior: um estudo de caso. **Revista Contexto & Saúde**, Ijuí, v. 10, n. 20, Jan./Jun. 2011.

BOYALI, A.; HASHIMOTO, N. Spectral collaborative representation based classification for hand gestures recognition on electromyography signals. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 24, p. 11-18, 2016.

BOUWSEMA, H.; VAN DER SLUIS, C.K.; R. M. BONGERS, R.M. Learning to control opening and closing a myoelectric hand. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 91(9):1442–1446, 2010.

BOUWSEMA, H.; VAN DER SLUIS, C.K.; R. M. BONGERS, R.M. Changes in performance over time while learning to use a myoelectric prosthesis. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, 11:1-16, 2014 .

BRASIL. Presidência da República. Secretaria Especial dos Direitos Humanos. CAT. ATA VII: Comitê de Ajudas Técnicas (CAT) - Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência (CORDE), 2007. Disponível em: <http://www.mj.gov.br/corde/arquivos/doc/Ata_V_CAT1.doc> Acesso em: 30 out. 2015.

_____. Ministério da Saúde. **SIGTAP – Sistema de Gerenciamento da Tabela de Procedimentos, Medicamentos e OPM do SUS**. Brasília: Imprensa

Nacional, 2012b. Disponível em: <http://sigtap.datasus.gov.br/tabela-unificada/app/sec/procedimento/publicados/consultar>. Acesso em: 30 out. 2015.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. 1. ed. 1. reimp. – Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 36 p.: il.

CAETANO, E.B. Anatomia funcional da mão. In: PARDINI JÚNIOR, A. G. **Traumatismos da mão**. 3. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2000.

CAMACHO-CONCHUCOS, H.T. Patients amputated by work accidents: characteristics and years accumulated of potential productive life lost. **An Fac Med**. 2010; 71(4):271-5.

CANDOTTI, C.T. et al. Use of electromyography to assess pain in the upper trapezius and lower back muscles within a fatigue protocol. **Rev Bras Fisioter**, v. 13, n. 2, p.: 144-151, 2009.

CANO-DE-LA-CUERDA, R. et al. Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. Aplicaciones clínicas en neurorrehabilitación. **Neurologia**, 30(1): 32–41, 2015.

CAREY, S.L. et al. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: systematic literature review. **J Rehabil Res Dev**, v. 52, n. 3, p. 247-262, 2015.

CARO, C.C. et al. A dispensação de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção (OPM) no Departamento Regional de Saúde da 3ª Região do Estado de São Paulo. **Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar**, v. 22, n. 3, 2014.

CARVALHO, J.A. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. São Paulo: Manole, 1999.

CARVALHO, J.A. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. 2 ed., Barueri: Manole, 2003.

CARVALHO, F.S. Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. **Arq. Ciênc. Saúde Unipar**, 9(1):23-30, 2005.

CARVALHO, J.A. et al. A case series featuring extremely short below-knee stumps. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 36, n. 2, p. 236-238, 2012.

CASSEFO, V.; NACARATTO, D.C.; CHAMLIAN, T.R. Perfil epidemiológico dos pacientes amputados do Lar Escola São Francisco: estudo comparativo de 3 períodos diferentes. **Acta Fisiatr**. 2003; 10(2):

CASTELLINI, C. et al. Fine detection of grasp force and posture by amputees via surface electromyography. **Journal of Physiology Paris**, vol. 103, no. 3–5, pp. 255–262, 2009.

CASTRO, M.C.P.; ARJUNAN, S.P.; KUMAR, D.K. Selection of suitable hand gestures for reliable myoelectric human computer interface,” **BioMedical Engineering OnLine**, vol. 14, no. 1, pp. 1–11, 2015.

CHAMLIAN, T.R.; INGHAM, S.J.M.; CARDOSO, C.M.C. Próteses. In: JARDIM, J.R.; NASCIMENTO, O.A. **Guia de Reabilitação**. Barueri, São Paulo: Manole, 2010.

CHAMLIAN, T.R.; MASIERO, D. Amputações. In: JARDIM, J.R.; NASCIMENTO, O.A. **Guia de Reabilitação**. Barueri, São Paulo: Manole, 2010.

CHAMLIAN, T.R. et al. Prevalência de dor fantasma em amputados do Lar Escola São Francisco. **Actafisiátrica**, v. 19, n. 3, 2012.

CHEN, A. et al. Cortical motor activity and reorganization following upper-limb amputation and subsequent targeted reinnervation. **NeuroImage Clinical** 3, 498–506, 2013.

CLINGMAN, R.; PIDCOE, P. A novel myoelectric training device for upper limb prostheses,” **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 22, no. 4, pp. 879–885, 2014.

COHEN, J. A Coeficient of Agreement for Nominal Scales. Educational and Measurment. Vol XX, No 1, p. 37-46, 1960.

CORREA, C.S.; PINTO, R.S. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. **Acta Brasileira do Movimento Humano- BMH**, v. 2, n. 2, p. 5-13, 2012.

CHOWDHURY, R.H. et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors** 13(9): 12431-12466, 2013.

CONSTANZO, L. S. **Fisiologia**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

COOK, A.M.; HUSSEY, S.M. **Assistive Technologies: Principles and Practice**. St. Louis: Mosby, 2002.

CORDELLA, F. et al. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. **Frontiers in neuroscience**, v. 10, 2016.

CRAM, J.R.; KASMAN, G.S. **Introduction to Surface Electromyography**. Alexandria: Aspen Publications, 1998.

CRAWFORD, B. et al. Real-Time classification of electromyographic signals for robotic control. **Proc. AAI 5**, 523–528, 2005.

CRISWELL, E. **Cram's Introduction to Surface Electromyography**. 2^a ed. Ormindale Way (Mississauga, Ontario): Jones and Bartlett Publishers, 2011.

CUNHA, F.L. **Mão de São Carlos, Uma Prótese Multifunção para Membros Superiores: Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores**. (2002) 146f. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. 2002.

CUNHA, F.L. et al. O uso de redes neurais artificiais para o reconhecimento de padrões em uma prótese mioelétrica de mão. In: **VIII Congresso Brasileiro de Redes Neurais**. 2007.

CUNHA, R.G. **Prática mental funcional orientada a tarefa da marcha de amputados de membro inferior**. (2015) 122f. Tese de Doutorado em Neurociências - Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Minas Gerais, 2015.

CUTKOSKY, M.R. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. **IEEE Trans. Robot. Autom.** 5, 269–279, 1989.

DA LUZ, S.C.T. et al. Adaptação à prótese híbrida de extremidade superior: estudo termográfico de um caso. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 17, n. 2, p. 173-177, 2010.

DALLEY, S. et al. Design of a multifunctional anthropomorphic prosthetic hand with extrinsic actuation. **Mechatronics, IEEE/ASME Transactionson IEEE**, v. 14, n. 6, p. 699-706, 2009.

DE ALMEIDA, R.C.; FACEROLI, S.T. Reconhecimento de padrões mioelétricos do movimento dos dedos da mão utilizando redes neurais artificiais. **Multiverso: Revista Eletrônica do Campus Juiz de Fora-IF Sudeste MG**, v. 1, n. 1, p. 140-151, 2016.

DE CARLO, M.R.P.; LUZO, M.C.M. **Terapia ocupacional: reabilitação física e contextos hospitalares**. São Paulo: Roca; 2004.

DE GRAAF, J. et al. Phantom hand and wrist movements in upper limb amputees are slow but naturally controlled movements. **Neuroscience**, 312: 48-57, 2016.

DE LUCA, C.J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **J Appl Biomech**, 13(2):135-163, 1997.

DE LUCA, C.J.; FORREST, W.J. Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man. **Kybernetik**, v. 12, n. 3, p. 160-168, 1973.

DE NADAI DIAS, L.I. et al. Revisão sobre a reorganização funcional após lesão cerebral. **Ensaio e Ciência: C. Biológicas, Agrárias e da Saúde**, v. 15, n. 6, 2011.

DE SOUZA FILHO, L.F.M. et al. Tratamento da dor Fantasma em Pacientes Submetidos à Amputação: Revisão de Abordagens Clínicas e de Reabilitação. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 20, n. 3, p. 241-246, 2016.

DE SOUZA, JPG et al. Interface Cérebro-Máquina (ICM): da transdução do estímulo externo em impulso nervoso a tradução em comandos digitais. **Caderno de Graduação-Ciências Biológicas e da Saúde-UNIT/AL**, v. 3, n. 1, p. 139-152, 2015.

DEL CURA, V.O. **Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva de Força e Temperatura**. (2005) 110f. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. 2005.

DELLA-MAGGIORE, V.; LANDI, S.M.; VILLALTA, J.I. Sensorimotoradaptation: multiple forms of plasticity in motor circuits. **The Neuroscientist**, 21:109-125, 2015.

DESMOND, D.M.; MACLACHLAN, M. Affective Distress and Amputation-Related Pain Among Older Men with Long-Term, Traumatic Limb Amputations. **Journal of Pain and Symptom Management**, 31(4), 362-368, 2006.

DIAS, J.A.; OVANDO, A.C.; KÜLKAMP, W.; BORGES JUNIOR, N.G. Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**, 2010; (12(3): 209-216.

DI PINO, G.; GUGLIEMELLI, E.; ROSSINI, P.M. Neuroplasticity in amputees: main implications on bidirectional interfacing of cybernetic hand prostheses. **Progress in neurobiology**, v. 88, n. 2, p. 114-126, 2009.

DOSEN, S. et al. Building an internal model of a myoelectric prosthesis via closed-loop control for consistent and routine grasping. **Experimental Brain Research**, vol. 233, no. 6, pp. 1855–1865, 2015.

FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. **J Appl Physiol**, v. 93, p.: 235-347, 2002.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 1486-1495, 2004.

FARINA, D.; GAZZONI, M.; CAMELIA, F. Conduction velocity of low-threshold motor units during ischemic contractions performed with surface EMG feedback. **J Appl Physiol**, v.98, p.: 1487–1494, 2005.

FAQUIN, B.S. et al. Efeito da restrição espacial do ambiente na preferência manual em tarefa de alcance em adultos jovens. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 37, n. 4, p. 407-412, 2015.

FAVIEIRO, G.; BALBINOT, A.; BARRETO, M.M..Decoding arm movements by myoelectric signals and artificial neural networks. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)**. 2011. p. 1-6.

FEIX, T. et al. A comprehensive grasp taxonomy. In **Proc. Robot., Sci. Syst. Underst. Hum. Hand Adv. Robot. Manip.**, 2–3 (2009).

FERNANDES, A.B.G.S. **Atividade eletroencefalográfica de pacientes com acidente vascular cerebral na aprendizagem motora de um jogo baseado na realidade virtual**. (2015) 114f. Tese de Doutorado em Fisioterapia – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2015.

FERREIRA, A.C.C. et al. Força de preensão palmar e pinças em indivíduos sadios entre 6 e 19 anos. **Acta Ortop. Bras.**, São Paulo , v. 19, n. 2, p. 92-97, 2011 .

FERREIRA, A.S.; GUIMARÃES, F.S.; SILVA, J.G. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: Considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. **Rev Bras Cienc Esporte**, 31: 11-30, 2010.

FERREIRA, T.L. et al. Questionário para avaliação funcional da mão em lesão de nervos. **Hansen Int.** 2010; 35(2), p. 41-46.

FERRIGNO, I.S.V. **Terapia da Mão: fundamentos para a prática clínica**. São Paulo: Editora Santos, 2008.

FITZGIBBONS, P.; MEDVEDEV, G. Functional and Clinical Outcomes of Upper Extremity Amputation. **J Am Acad Orthop Surg**, 2015;23:751-760.

FLOR, H. et al. Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation. **Nature**, 375: 482-4, 1995.

FONSECA, M.C.R et al. Traumas da mão: estudo retrospectivo. **Rev Bras Ortop.** 2006; 41(5):181-6.

FRANCA, J.E.M. et al. Tendências em biomecânica ortopédica aplicadas à reabilitação. **Acta Ortop Bras**, v. 9, n. 3, p. 45, 2001.

GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, M. Development of Upper Limb Prostheses: Current Progress and Areas for Growth. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 95:1013-4, 2014.

GUYTON, A.C. **Neurociência básica: anatomia e fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HARGROVE, L.J.; ENGLEHART, K.; HUDGINS, B.A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification. **IEEE Trans Biomed Eng.**, 54(5):847–53, 2007.

HE, J. et al. User adaptation in long term, open-loop myoelectric training: implications for EMG pattern recognition in prosthesis control. **Journal of Neural Engineering**, vol. 12, no. 4, p. 46005, 2015.

HERMENS, H.J.et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 10:361-374, 2000.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica coluna e extremidades**. São Paulo: Ateneu, 1993. 273 p.

HUCHON, L. et al. Grasping objects by former amputees: The visuo-motor control of allografted hands. **Restorative neurology and neuroscience**, 34(4): 615-633, 2016.

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Censo 2010 [Internet]. Disponível em: http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/resultados_preliminares amostra/default resultados preliminares amostra.shtm

ISON, M.; ARTEMIADIS, P. The role of muscle synergies in myoelectric control: trends and challenges for simultaneous multifunction control. **Journal of Neural Engineering**, 11(5), 2014.

JAPKOWICZ, N.; SHAH, M. **Evaluation Learning Algorithms a Classification Perspective**. Cambridge University Press. 2011.

JAPKOWICZ, N.; SHAH, M. **Evaluation Learning Algorithms a Classification Perspective**. (C. U. Press, Ed.). New York, NY, USA, 2014.

JONES L.A.; LEDERMAN S.J. **Human hand function**. New York: Oxford University Press; 280p., 2006.

KAMAKURA, N. et al Patterns of static prehension in normal hands. **Am. J. Occup. Ther. Off. Publ. Am. Occup. Ther. Assoc** 34, 437–445, 1980.

KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSEL, T. **Princípios da Neurociência**. 4 ed. São Paulo: Manole, 2003.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana**.v.1, 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

KAWASHIMA, N.; MITA, T.; YOSHIKAWA, M. Inter-individual difference in the effect of mirror reflection-induced visual feedback on phantom limb awareness in forearm amputees. **PloSone**, 8(7), 2013.

KONIN, J. **Cinesiologia prática para fisioterapeuta**. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography**. Version 1.0, Noraxon Inc. USA, 2005.

KRASNY-PACINI, A. et al. Goal Attainment Scaling in rehabilitation: A literature-based update. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**. 56, p. 212–230, 2013.

LANDIS, J.R.; KOCH, G.G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, 33:159-174, 1977.

LENT, R. **Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais da neurociência**. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2010.

LEVIN, M.F.; WEISS, P.L., KESHNER, E.A. Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: incorporation of motor control and motor learning principles. **Physical Therapy**, vol. 95, no. 3, pp. 415–425, 2015.

LI, G., SCHULTZ, A. E., KUIKEN, T. A. Quantifying pattern recognition - Based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, 18(2), 185, 2010.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação**. 3 ed. São Paulo: Elsevier, 2008.

LUZO, M.C.M; MELLO, M.A.F.; CAPANEMA, V.M. Recursos Tecnológicos em Terapia Ocupacional: órteses e tecnologia assistiva. In: DE CARLO, M.M.R.P.; LUZO, M.C.M (org) **Terapia Ocupacional: reabilitação física e contextos hospitalares**. São Paulo: Roca, 2004.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**. Rio e Janeiro: Atheneu, 2005.

MAGAREY, M.; JONES, M. Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. **Manual Therapy**, 8(4), 195–206, 2003.

MAGEE, D.J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4 ed. Manole: São Paulo, 2010.

MAGGI, L.E., et al. Prontuário Eletrônico para Avaliação Fisioterapêutica de Amputados. **Revista Movimenta**, v. 3, n. 1, 2010.

MAGGI, L.E., et al. Ficha de Avaliação Fisioterapêutica Padronizada Aplicada a Deficientes Físicos Amputados. **Revista Movimenta**, v. 3, n. 4, 2010.

MALLOY-DINIZ, L. F.; COSENZA, R. M. Declínio cognitivo, plasticidade cerebral e o papel da estimulação cognitiva na maturidade. In: MALLOY-DINIZ, L. F.; FUENTES, D.; COSENZA, R. M. **Neuropsicologia do envelhecimento: uma abordagem multidimensional**. Porto Alegre: Artmed, 2013, p. 337-347.

MAKIN, T. et al Reassessing cortical reorganization in the primary sensorimotor cortex following arm amputation. **Brain** 2015: 138; 2140–2146.

MATTAR Jr, R.; AZZE, R.J. **Semiologia da mão. Atualização em Traumatologia do Aparelho Locomotor**. São Paulo: Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina, USP, 2008. Available from URL <http://www.ronaldoazze.com.br/fasciculo/fasciculo6.PDF>

MATTAR JUNIOR, R. Lesões traumáticas da mão. **Rev. Bras. Ortop.**,36(10):359-66, 2001.

MARCHESSAULT, J.A.; MCKAY, P.L.; HAMMERT, W.C Management of Upper Limb Amputations. **J Hand Surg** 2011; 36A:1718–1726.

MERCIER, C. et al Mapping phantom movement representations in the motor cortex of amputees. **Brain** 2006:129, 2202–2210.

MERLETTI, R.; PARKER, P.A. **Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications**. New Jersey: John Wiley& Sons, 2004.

MOREIRA, D.; ALVAREZ, R.R.A. Avaliação da força de preensão palmar com o uso do dinamômetro Jamar® em pacientes portadores de hanseníase atendidos em nível ambulatorial no Distrito Federal. **Hansen Int.**. 27(2): 61-69, 2002.

MONTIEL, A.; VARGAS, M.A.O.; LEAL, S.M.C. Caracterização de pessoas submetidas a amputação. **Enfermagem em Foco**, 2012; 3(4): 169-173.

NAIK, G.R., KUMAR, D.K.; ARJUNAN, S.P. Pattern classification of Myo Electrical signal during different maximum voluntary contractions: A study using BSS techniques. **Measurement Science Review**, 9(1), 1–6, 2010.

NAPIER, J.R. The prehensile movements of the human hand. **Journal Bone Joint Surg.**, Londres, v. 38, n. 4, p. 902-913, 1956.

NATALI, V.H.C. Próteses: Reabilitação do Amputado de Membro Superior. In: PARDINI, P. F. **Reabilitação da Mão**. São Paulo: Atheneu, 2006.

NEUMANN. D.A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NICOLELIS, M. A. L. **Muito além do nosso eu: a nova neurociência que une cérebros e máquinas e como ela pode mudar nossas vidas**. São Paulo: Companhia das Letras, 2011.

NOJIMA, I. et al. Action observation with kinesthetic illusion can produce human motor plasticity. **European Journal of Neuroscience**, 2015.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica do sistema musculoesquelético**. 3 ed. Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. **Articulações estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente**. 2 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

OSKOEI, M.A.; HU, H. Myoelectric control systems - A survey. **Biomed Signal Process Control**. 2007; 2(4): 275.

ORTOLAN, R.L. et al. Tendências em Biomecânica Ortopédica Aplicadas à Reabilitação. **Acta Ortop Bras** 9(3) - JUL/SET, 2001

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, 5(4), 383-389, 1992.

PARDINI JR, A.G. Anatomia Funcional. In: PARDINI, P. F. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, 2006.

PEDRINELLI, A. **Tratamento do paciente com amputação**. 1. ed. São Paulo: Roca, 2004.

PEERDEMAN, B. et al. Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective. **J Rehabil Res Dev**. 2011; 48(6): 719-37.

PERKINS, Z. et al. Factors affecting outcome after traumatic limb amputation. **Bristh Journal of Surgery**, v. 99, n. S1, p. 75-86, 2012.

PHILIP, B.A.; FREY, S.H. Compensatory Changes Accompanying Chronic Forced Use of the Non dominant Hand by Unilateral Amputees. **J. Neurosci.**, 34(10):3622–3631, 2014.

PHINYOMARK, A., et al. Detrended fluctuation analysis of electromyography signal to identify hand movement. In: **Proceedings of 2nd Biomedical Engineering International Conference**, 2009 pp. 324–329.

PHINYOMARK; A., PHUKPATTARANONT Y, P.; LIMSAKUL, C. Fractal analysis features for weak and single-channel upper-limb EMG signals. **Expert Systems with Applications**, Volume 39, Issue 12, 15 September 2012, Pages 11156–11163.

PICCOLOTTO, P.; CARVALHO, A.B.; CHAMLIAN, T.R. Perfil epidemiológico dos pacientes amputados do Lar Escola São Francisco. **Med. rehabil**, v. 24, n. 3, p. 59-62, 2005.

POMEROY, V. et al. Neurological Principles and Rehabilitation of Action Disorders: Rehabilitation Interventions. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 25, Suppl. 33, 2011.

POWELL, M.A.; THAKOR, N.V. A training strategy for learning pattern recognition control for myoelectric prostheses. **Journal of Prosthetics and Orthotics: JPO**, 25(1), 30, 2013.

POWELL, M.A.; KALIKI, R.R.; THAKOR, N.V. User training for pattern recognition-based myoelectric prostheses: Improving phantom limb movement consistency and distinguishability. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 22, n. 3, p. 522-532, 2014.

PRETO, P.; MARTINS, M.; BARREIRA, I. Prevalência de dor fantasma, sensação fantasma e dor no membro residual após amputação: revisão sistemática. In: **II Congresso de Enfermagem Médico-Cirúrgica da ESSV “Impressão especializada no cuidado à pessoa em situação crítica”**. Instituto Politécnico de Viseu, Escola Superior de Saúde de Viseu, 2015. p. 17-27.

PUERTA HUERTAS, R.L. Neuroplasticidad asociada a miembro fantasma. **Rev. Soc. Esp. Dolor**, 2014; 21(6): 345-350.

QUEIROZ, A.A.F.L.N. et al. Vivências de vítimas de amputação por acidentes. **Rev Enferm UFPE**, v. 10, n. 2, p. 708-713, 2015.

RAMACHANDRAN, V.S.; HIRSTEIN W. The perception of phantom limbs. The DO Hebb lecture. **Brain**, 121(9): 1603-1630, 1998.

RAMACHANDRAN, V.S.; ROGERS-RAMACHANDRAN, D. Phantom limbs and neural plasticity. **Archives of neurology**, 57(3):317-320, 2000.

RAFFIN, E. et al. Primary motor cortex changes after amputation correlate with phantom limb pain and the ability to move the phantom limb. **NeuroImage**, 130, 134-144, 2016.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. The method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **J Neurosci Meth** 2004; 134:37-43.

RECHY-RAMIREZ, E.J.; HU, H. Stages for developing control systems using EMG and EEG signals: A survey. **School of Computer Science and Electronic Engineering, University of Essex**, 2011.

REIS, G.; CASA JÚNIOR, A.J.; CAMPOS, R.S. Perfil epidemiológico de amputados de membros superiores e inferiores atendidos em um centro de referência. **Revista Eletrônica Saúde e Ciência**, vol. II, n. 2, 2012.

REILLY, K.T. et al. Persistent hand motor commands in the amputees' brain. **Brain**, 129(8): 2211-2223, 2006.

REILLY, K.T.; SIRIGU, A. 2008. The motor cortex and its role in phantom limb phenomena. **The Neuroscientist**, 14(2):195-202, 2008.

ROCHA, E.F.; CASTIGLIONI, M.C. Reflexões sobre recursos. **Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo**, v. 16, n. 3, p. 97-104, set./dez., 2005.

ROCHA, et al. Metodologia para observação e quantificação de sinais de EEG relativos a evidências cognitivas de aprendizagem motora. **Ciências & Cognição**, 13 (2): 27-50, 2008.

ROCHE, A.D. et al. Prosthetic myoelectric control strategies: a clinical perspective. **Current Surgery Reports**, v. 2, n. 3, p. 1-11, 2014.

RODRIGUES, A.C. **Reabilitação práticas inclusivas e estratégicas para ação**. São Paulo: Andreoli, 2008.

RODRIGUES, R.S. et al. **O design de próteses open source para membros superiores por meio da análise documental de projetos**. e-Revista LOGO, v.5 n.2 2016.

SAGAWA, Y. et al. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. **Gait & Posture**, v. 33, n. 4, p. 511-526, 2011.

SANT'ANNA, L.F.; GUIDA, S.; SILVA, J.G. Informações Somatossensoriais nos Processos da Prática Mental na Fisioterapia Neurofuncional: Estudo de Revisão. **Rev Neurocienc**; 22 (1): 95-101, 2014.

SARMIENTO, J.F. et al. Capture Protocol of Forearm sEMG Signals with For Channels in Healthy and Amputee People. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP - IEEE**, 2012, p. 1-4.

SARMIENTO, J.F. et al. Protocolo de Captura de Señales sEMG para el Reconocimiento de Gestos de la Mano. In: **Congreso Iberoamericano de Tecnologías en Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP**, 28-29 Nov 2013, Santo Domingo, República Dominicana.

SCHEME, E.J., ENGLEHART, K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use. **J Rehabil Res Dev.**, 48 (6): 643-659, 2011.

SCHIEBER, M.H.; SANTELLO, M. Hand function: peripheral and central constraints on performance. **J Apply Physiol**, 96:2293-2300, 2004.

SCHIEBER, M.H. et al. Selective activation of human finger muscles after stroke or amputation. **Adv Exp Med Biol**, 629:559-575, 2009.

SERRANO,S et al. Espasticidade do Membro Superior: Avaliação da Eficácia e Segurança da Toxina Botulínica e Utilidade da Escala GAS - Estudo Retrospectivo. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**, v. 25, n. 1, p. 11-19, 2014.

SILVA, A.L. **Desenvolvimento de um Sistema para Reabilitação de Dedos**. 2011 109 f. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, 2011.

SILVA, D.C. et al. Uma revisão sobre os padrões de apreensão da mão humana. In: **Anais do 8º Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade**. São Luiz: ERGODESIGN, 2008.

SILVA, S.M.; VILAGRA, J.M. Perfil dos Pacientes com Amputação de Membro Superior Atendidos no Centro de Reabilitação FAG. **FIEP Bulletin On-line**, v. 85, n. 1, 2015.

SMITH, L.K; WEISS, E.L.; LEHMKULL, D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstron**.5 ed. São Paulo: Manole, 1997. 539 p.

SMURR, L.M. et al. Managing the Upper Extremity Amputee: A Protocol for Success. **J Hand Ther.**, 2008; 21:160–76.

SPOSITO, MMM; RIBERTO, M Avaliação da funcionalidade da criança com paralisia cerebral espástica. **Acta Fisiatr.**, 2010; 17(2): 50 – 61

SOLARZ, M.K, THODER, J.J., REHMAN, S. Management of Major Traumatic Upper Extremity Amputations. **OrthopClin N Am**, 47:127–136, 2016.

SOUZA, M.A.P. et al. Acidentes de trabalho envolvendo mãos: casos atendidos em um serviço de reabilitação. **Fisioterapia e Pesquisa**, 15(1):64-71, 2008.

SPICHLER, E.R.S. et al. Capture-recapture method to estimate extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. **Revista Panamericana de Salud Pública**, v. 10, n. 5, p. 334-340, 2001.

STEGEMAN, D.F. et al. Surface EMG models: Properties and Applications. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p.: 313–326, 2000.

THOMPSON, C.W.; FLOYD, R.T. **Manual de Cinesiologia Estrutural**. 14.ed. São Paulo: Manole, 2006, 279 p.

TORTORA, G.J.; GRABOWSKI, S.R. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 1047 p.

TUBIANA, R.; THOMINE, J.M.; MACKIN, E. **Diagnóstico clínico da mão e do punho**. Rio de Janeiro: Interlivros, 1996.

UMPHRED, D.A. **Reabilitação Neurológica**. Rio de Janeiro, Elsevier, 2009.

UNWIN, N. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. **British Journal of Surgery**, v. 87, n.3, p. 328-337, 2000.

VAN VLIET, P.M.; HENEGHAN, N.R. Motor control and the management of musculoskeletal dysfunction. **Manual Therapy**, 11(3): 208-213, 2006.

VILLAREJO MAYOR, J.J. et al. Sistema de Control Individual de Dedos de una Prótesis Utilizando Señales Electromiográficas de Superficie. In: **Congreso**

Iberoamericano de Tecnologías em Apoyo a La Discapacidad, IBERDISCAP, 28-29 Nov. 2013, Santo Domingo, República Dominicana.

VILLAREJO MAYOR, J.J et al. Identification of low level sEMG signals for individual finger prosthesis. In: **Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), 5th ISSNIP-IEEE**, 2014. p. 1-6.

VILLAREJO MAYOR, J.J. et al. Decodificación de Movimientos Individuales de los Dedos y Agarre a Partir de Señales Mioeléctricas de Baja Densidad. **Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial** 00 (2016) 1–4.

VOOS, M.C. et al. A influência da escolaridade no desempenho e no aprendizado de tarefas motoras: uma revisão de literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 21, n. 3, p. 297-304, 2014.

WIJK, U.; CARLSSON, I. Forearm amputees' views of prosthesis use and sensory feedback. **Journal of Hand Therapy**, 28 (2015) 269-278.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4 ed. John Wiley & Sons, INC, 2009.

ZECCA, M.; MICERA, S.; CARROZZA, M.C.; DARIO, P. Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal. **Critical Reviews™ in Biomedical Engineering**, 30(4–6):459–485, 2002.

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nome do Participante: _____

Data de Nascimento: ____/____/____

Endereço: _____

Telefone: _____

Eu, _____ portador (a) do registro e identidade número _____, declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Adaptação do Usuário ao Treinamento Mioelétrico: Implicações na Aprendizagem de Reconhecimento de Padrões dos Movimentos da Mão.
2. Pesquisadores Responsáveis: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, Regina Mamede Costa e John Jairo Villarejo Mayor.
3. A pesquisa consiste na captura de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG) através de equipamento comercial de eletromiografia, utilizando eletrodos de superfície.
4. Durante a pesquisa não haverá risco iminente, já que não envolve procedimentos invasivos e não requer sedação ou anestesia.
5. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.
6. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto possa interferir na minha decisão de participar da mesma.
7. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames, fotografias ou vídeos dos procedimentos experimentais exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Para qualquer outra informação, o (a) Sr (a) poderá entrar em contato com os pesquisadores no endereço Av. Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras, Vitória – ES – CEP 29.075-910. Telefone (27) 3335-2661. Caso não consiga contatar o (a) pesquisador (a) ou para relatar algum problema, posso contatar o Comitê de Ética e Pesquisa do CCS/UFES pelo telefone (27) 3335-7211 ou correio, através do seguinte endereço: Universidade Federal do Espírito Santo, Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe, Prédio da Administração do CCS, CEP 29.040-090, Vitória – ES, Brasil.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, ____ de _____ de 2015.

Participante da Pesquisa

Pesquisador Responsável

ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 15 de dezembro de 2011.

De: Prof. Dr. Adauto Emmerich Oliveira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado "**Mão artificial inteligente. Controle de mão e dedos de uma prótese artificial.**"

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. **302/11** intitulado "**Mão artificial inteligente. Controle de mão e dedos de uma prótese artificial.**" e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 14 de dezembro de 2011.

Lembramos que, cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra "c".

Atenciosamente,

Coordenador do
Comitê de Ética em Pesquisa
CEP/UFES

ANEXO B - FICHA DE AVALIAÇÃO PACIENTE AMPUTADO

1- Identificação																					
Nome: _____																					
Data de Nascimento: ____/____/____ Idade: ____anos Sexo: () M () F																					
Escolaridade: _____																					
2- Anamnese																					
Mão dominante: () direita () esquerda																					
Etiologia da amputação: () vascular () neoplásica () infecciosa () congênita () traumática () outros																					
Tempo de amputação: _____ anos																					
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="2" style="text-align: center;">Nível da Amputação</th> <th style="text-align: center;">Direito</th> <th style="text-align: center;">Esquerdo</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="3" style="text-align: center; vertical-align: middle;">Amputação de Antebraço</td> <td style="text-align: center;">Terço proximal</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Terço médio</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Terço distal</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">Desarticulação de Punho</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>				Nível da Amputação		Direito	Esquerdo	Amputação de Antebraço	Terço proximal			Terço médio			Terço distal			Desarticulação de Punho			
Nível da Amputação		Direito	Esquerdo																		
Amputação de Antebraço	Terço proximal																				
	Terço médio																				
	Terço distal																				
Desarticulação de Punho																					
3- Exame Físico (geral e do coto)																					
Exame físico geral																					
Já fez uso de prótese? () Sim () Não																					
Tipo: _____ Há quanto tempo? ____ anos																					
AVDs: Dependente (D) Parcialmente Independente (PI) Independente (I) () alimentação () higiene oral () higiene genital () banho () vestuário																					
Exame físico do coto																					
Cicatrização																					
Localização da cicatriz _____																					
Cicatriz: () Regular () Normotrófica () Hipotrófica () Aderida a planos profundos																					
Coxim terminal																					

Características do Coxim Adiposo:				
() Firme () Flácido () Escasso () Ideal () Volumoso				
Perimetria				
Comprimento do coto: ____ cm Referência óssea: _____				
Circunferência do coto: ____ cm Referência óssea: _____				
Membro Fantasma				
Paciente apresenta sensação de membro fantasma?	() Sim () Pressão () Dormência () Coceira	() Formigamento () Temperatura () Posição do membro	() Não	
Dor Fantasma				
Paciente apresenta dor fantasma?	() Sim () Disparo doloroso () Queimação	() Aperto () Câimbra	() Não	
Avaliação Articular				
Goniometria: Ativa (A) Passiva (P)				
	Direito		Esquerdo	
	A	P	A	P
Ombro				
Flexão (0 - 180°)				
Abdução (0 - 180°)				
Extensão (180°- 0)				
Rotação Interna (0 - 65°)				
Rotação Externa (0 - 90°)				
Cotovelo				
Flexão (0 - 145°)				
Extensão (145°- 0)				
Pronação (0 - 90°)				
Supinação (90°- 0)				

Data: ____/____/____

Assinatura do Avaliador