

Desenvolvimento de próteses para membros superiores: revisão do contexto, funcionalidade e construção.

Loducca BML*, Avila AM§, Leão TF§, Drigo E, Bock EGP§, Santos BJS*§

**Universidade São Judas Tadeu – Campus Mooca, São Paulo, Brasil. §Federal*

Institute of Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil.

Resumo. A amputação se trata de uma deficiência de natureza física que se constitui por meio da ausência ou remoção total ou parcial de algum membro. Em consonância, as amputações podem comprometer não apenas a condição física, mas também a saúde mental, a qual, motivada por uma possível deformação estética e/ou limitação funcional, pode fomentar o surgimento de quadros depressivos ou de perda de laços e interações sociais. Não obstante, a solução encontrada para contornar tal cenário se dá pelo uso de tecnologias assistivas, tal como na utilização de recursos protéticos por exemplo, os quais podem auxiliar na reabilitação dos indivíduos acerca das suas atividades diárias, bem como na promoção da qualidade de vida e retomada da alta estima. Com efeito, esse artigo busca realizar uma revisão bibliográfica no que se refere à história e ao desenvolvimento das próteses para membros superiores, a compreensão anatômica relativa à amputação do membro superior, bem como acerca da origem e dinâmica dos biosinais necessários para a construção de um mecanismo de feedback tátil e ao funcionamento a uma interface cérebro-máquina, compreendendo, ainda, seus princípios de funcionalidade e cronologia.

Palavras-chave. Amputações, Membro superior, Condição Física, Saúde Mental, Tecnologia Assistiva, Prótese, Interface Cérebro-Máquina.

Introdução. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), cerca de 15% da população mundial possui algum tipo de deficiência, dos quais por volta de 10 milhões passaram por amputações, sendo que 30% desses se relacionam às amputações dos membros superiores [1]. No Brasil, registraram-se um total de 7521 casos de amputação para membro superior no período de 2014 a 2019 [2].

A amputação se qualifica como uma deficiência física na medida em que, através de uma remoção ou ausência total ou parcial de algum membro, caracteriza-se como um impedimento de longo prazo e de natureza física, que pode, na interação com uma ou mais barreira, comprometer negativamente a participação plena e efetiva de uma pessoa na sociedade, sem igualdade de condições com as demais pessoas [3]. Dentre as principais

causas de amputação, encontram-se os acidentes de trânsito ou laborais, além de doenças como câncer, diabetes ou de ordem vascular e/ou de origem infecciosa, bem como por meio de uma má formação congênita ou através de motivos cirúrgicos [3].

Em consonância, a perda do membro superior, pode trazer tanto danos físicos quanto psicológicos, decorrentes de uma funcionalidade limitada requerida pelas atividades diárias e deformação estética, trazendo assim um declínio na qualidade de vida e autoestima [3] [4]. Não obstante, em virtude de tal cenário, a relação entre a pessoa e a sociedade tendem a se fragilizar, assim como as realizações e experiências acerca das atividades cotidianas e/ou laborais [4].

Em contrapartida, [5] elabora um novo conceito para o significado do termo *deficiência*, qualificando-o como algo que não se encontra na pessoa *per se*, mas que se circunscreve na relação entre o indivíduo e o impedimento que tal condição lhe impõe frente à sua participação plena na sociedade.

Em virtude disso, um dos caminhos que podem ser adotados como forma de melhorar a condição dos indivíduos vitimados por tal condição se dá pelo uso das próteses de membro superior, as quais se tratam de uma tecnologia assistiva que visa promover à autonomia, à independência e à qualidade de vida às pessoas amputadas [3].

No Brasil, segundo a Resolução Normativa ANS-RN N° 338, de 21 de outubro de 2013, a prótese pode ser definida como um material permanente ou transitório que parcialmente ou totalmente substitui algum membro, órgão ou osso do corpo [6]. O uso das próteses para membro superior traz como o objetivo substituir ou preencher o membro superior que não se encontra presente naquela pessoa, buscando desempenhar determinadas funcionalidades que se misturam com o modelo da prótese adotada [6].

As próteses para membro superior se classificam mediante ao nível de amputação, bem como em relação às suas funcionalidades ou modelos. Dessa forma, pode-se encontrar os modelos estéticos, mecânicos, pneumáticos e mioelétricos [3][6]. As próteses mioelétricas são as mais avançadas em termos de tecnologia e se divide a partir do modo em que os biosinais são adquiridos, os quais podem ser via eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) e eletrocorticografia (ECoG), aliados ao mecanismo de funcionamento do dispositivo protético [3].

Poucas próteses compreendem um retorno sensorial ao protetizado, fazendo com que o usuário não tenha ciência das características do objeto e nem a força com a qual está imprimindo sobre esse [2]. Tal cenário dificulta o processo de manipulação de objetos e impacta negativamente na funcionalidade do uso da prótese, o que pode levar ao desuso do dispositivo assistivo [2].

Na literatura, o retorno sensorial a partir da prótese se dá na apreensão, interpretação e transmissão da informação sensitiva via *software*, por meio de algoritmos, ou através de *hardware*, que instalados na prótese realizam a função de transmitir as pertinentes sensações ao usuário por meio de mecanismos [8].

Estado da Arte. Essa seção se destina à compreensão do Estado da Arte dos principais tópicos, destacando-se a biologia a partir da origem e compreensão dos biosinais pertinentes, a compreensão da amputação relativa ao membro superior e a cronologia e funcionalidade tanto da Interface Cérebro-Máquina (ICM) quanto das próteses para membro superior.

Origem dos sinais cerebrais. O sistema nervoso se constitui pela presença de nervos, gânglios e centros nervosos que controlam e coordenam as funções e atividades do organismo, dividindo-se em Sistema Nervoso Central (SNC), formado pelo cérebro ou encéfalo e medula espinhal, e Sistema Nervoso Periférico, caracterizado pela segmentação entre sistema somático e gânglios nervosos [9]. A porção central do SNC, é formado por estruturas que se ligam fisiologicamente e anatomicamente, representando o centro de processamento sensorial e motor, subdividindo-se em lobos, ou regiões, as quais são responsáveis por um determinado conjunto funcional. No modelo conhecido como Áreas de Brodmann denota o córtex motor primário, região responsável pelos movimentos voluntários do corpo [10].

Nos estudos de Penfield e Boldrey concebe-se uma relação entre a percepção de um estímulo ou capacidade de controle em determinadas regiões no corpo, na medida em que áreas mais sensíveis ou que oferecem fino comando são as que contêm uma maior quantidade de terminações nervosas [10][11]. A partir dessa compreensão, Penfield elaborou um diagrama conhecido como modelo homúncular, o qual representava as regiões cerebrais com o resto do corpo, como se pode ver na figura 1.

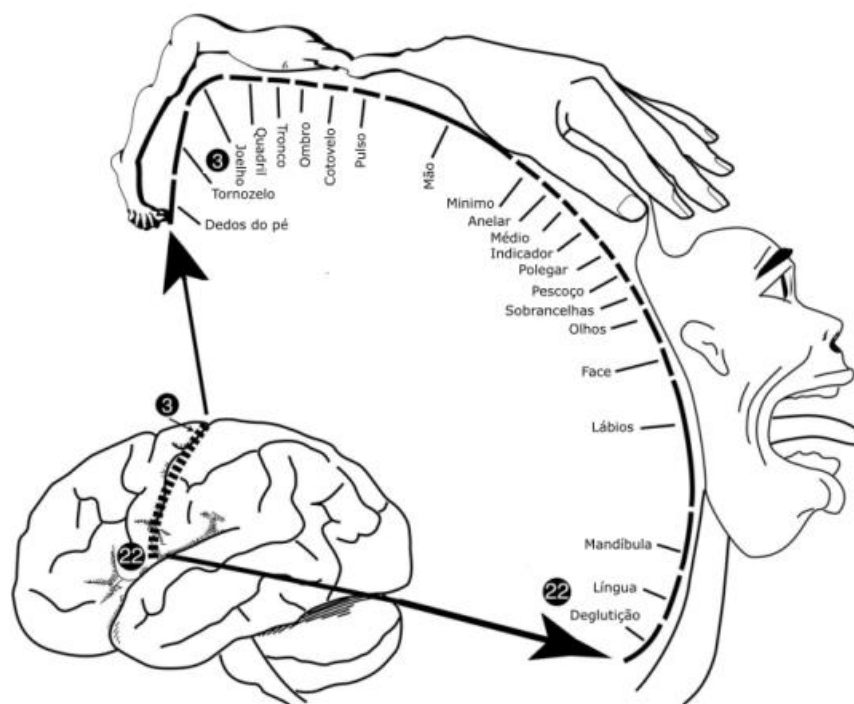


Figura 1 – Homúnculo somatossensorial. Fonte: Adaptado de [11].

O tecido nervoso em essência é formado por células nervosas e células gliais, que são responsáveis pela nutrição, manutenção, sustentação e defesa do sistema nervoso [10].

O neurônio é capaz de produzir e conduzir impulsos elétricos, os quais são chamados potenciais de ação, possibilitando dessa forma o trânsito de informação de um ao outro. O neurônio é constituído por corpo celular, no qual se localiza o núcleo da célula, dendritos, região em que ocorrerá a recepção do potencial de ação, e pelo axônio, que será o responsável pela transferência da informação [10].

As sinapses é o ponto em que de fato se estabelece a comunicação inter-neuronal e, assim, a passagem de informação de um neurônio ao outro. A nível molecular existem dois tipos de sinapse [10]: a química e a elétrica.

Nas sinapses químicas, o tráfico da informação se dá por envio de neurotransmissores provenientes do axônio pré-sináptico que preenchem a fenda sináptica como forma de se comunicar com os neuroreceptores dos dendritos pós-sinápticos. Nas sinapses elétricas, o impulso nervoso se propaga através de uma junção entre o axônio e o dendrito [10].

Em consonância, para que exista a transmissão da informação é necessário que o neurônio pós-sináptico se despolarize, resultado da estimulação do neurônio pré-sináptico que conseguiu romper o limiar de diferença de potencial de sua membrana, na forma em que a sua porção interna fica mais negativa do que externa, devido a entrada e saída de cátions de sódio e potássio, respectivamente [10]. Na Figura 2, o pico é a superação do limiar e o declive é o estágio de repolarização durante a dinâmica do potencial de ação.

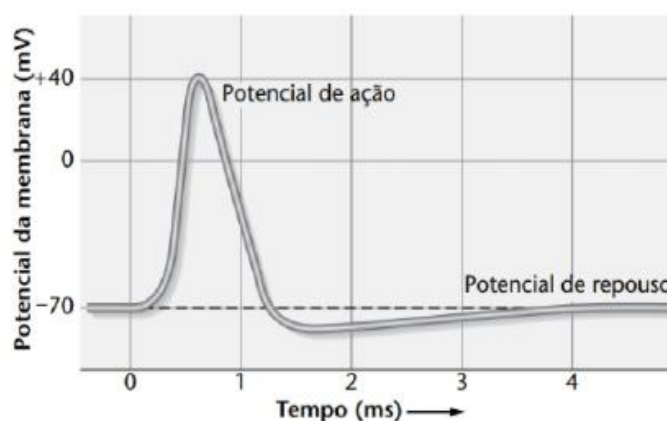


Figura 2 – Potencial de Ação. Fonte: [9].

Associação das áreas cerebrais e dos sinais elétricos provenientes originam-se os ritmos cerebrais, caracterizados por sua faixa de frequência e a relação com os estados comportamentais, como níveis de atenção, de sono etc [10]. Na figura 3, é apresentado as frequências (obtidas por EEG) que ocorrem no instante em que os olhos se fecham (ritmo alfa) e quando se abrem (ritmo beta).

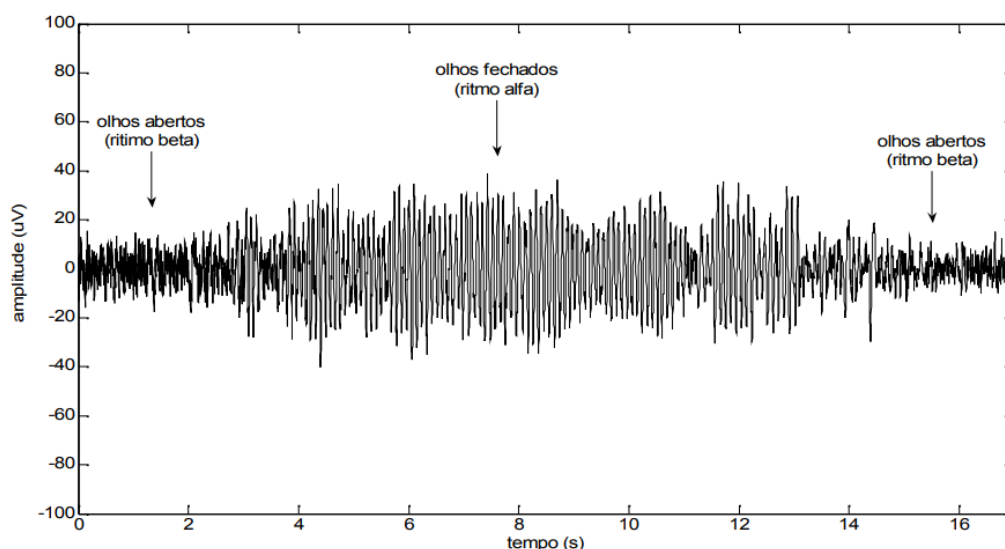


Figura 3 – Sinais de EEG obtidos com o indivíduo com os olhos abertos (ritmo beta) e os olhos fechados (ritmo alfa). Fonte: [12]

Neurofisiologia do sistema tátil. A sensação tátil como um todo pode ser decomposta em três sistemas: cutâneo, cenestésico e háptico. Sendo cada qual caracterizado por suas dinâmicas correspondentes e circuitos neurais, além de seus receptores atuantes [13].

Os receptores cutâneos se relacionam aos estímulos aplicados na pele, como força aplicada, pressão e vibração, além de temperatura e dor, que também são sentidas como sensações táteis [13].

Os receptores cenestésicos se localizam nas articulações e nos músculos, providenciando a informação quanto à postura corporal sobre a posição dos membros no espaço, codificando tanto posturas dinâmicas quanto estáticas [13].

Por fim, os receptores hápticos se envolvem diretamente na sensação tátil ativa, a qual se circunscreve na relação de movimento entre a pele e algum objeto, permitindo a compreensão do quão lisa ou rugosa é a superfície desse objeto [13].

A pele pode-se dividir em dois principais grupos, a pele glabra, aquela que não contém pelos, como por exemplo a palma das mãos, e a pele pilosa, composta por pelos e que está presente na maior parte do corpo [14].

A pele glabra possui quatro tipos diferentes de sensores mecanorreceptores: os corpúsculos de Meissner, células de Merkel, corpúsculos de Pacini e terminações de Ruffini, enquanto a pele pilosa contém os folículos pilosos que apresentam função análoga aos mecanorreceptores [15].

Os mecanorreceptores são formados por terminações nervosas não mielinizadas de axônios aferentes primários, que possuem canais iônicos mecanossensíveis, que lhes permitem perceber variações mecânicas sobre a pele e traduzi-las na geração de potenciais de ação, também chamados nesse contexto de *spikes* [18].

No que se diz respeito à classificação dos mecanorreceptores, segundo [19], tem-se que:

- As células de Merkel são de adaptação rápida do tipo I, sendo hábeis na detecção de detalhes finos como textura e formas;
- Os corpúsculos de Meissner são de adaptação rápida do tipo I, sendo sensíveis a deformação dinâmica na pele e, com isso, auxiliando na manutenção do movimento da garra, uma vez que conseguem perceber escorregamentos mínimos;
- As terminações de Ruffini são de adaptação lenta do tipo II, sendo sensíveis ao estiramento da pele, conseguindo a partir disso fornecer informação quanto a posição do membro do corpo;
- Os corpúsculos de Pacini são de adaptação rápida do tipo II, sensíveis a estímulos vibratórios de frequência na faixa de 200 a 300 Hz.

Amputação do membro superior. A amputação se constitui de uma remoção total ou parcial de um membro do corpo humano, a qual pode levar numa diminuição da capacidade funcional da pessoa acometida por tal condição [3].

As principais causas da amputação podem se relacionar aos acidentes de trânsito ou laborais, às doenças (seja câncer, diabetes, ou de ordem vascular ou de origem infecciosa), à complicação cirúrgica ou à má formação congênita [3].

No que tange a amputação propriamente dita do membro superior, sua classificação depende do nível no qual a amputação ocorrera, na forma em que quando essa incide sobre a mão, dá-se o nome de desarticulação do punho por exemplo. A Figura 4 mostra todos os níveis de amputação, junto de suas denominações, que podem ocorrer [3].



Figura 4 – Níveis de amputação de membro superior. Fonte: Adaptação de [25].

Origem e desenvolvimento das próteses. Realizando uma revisão bibliográfica acerca do tema, constata-se que a primeira prótese de extremidade superior registrada data do ano 2000 a. C, que fora encontrada no antebraço de uma múmia egípcia [3].

Posteriormente a esse episódio, encontra-se que entorno do ano de 400 a.C houve um progresso no campo das próteses com a introdução do gancho de mão, que objetivava substituir o membro ausente, ocultando possíveis deformidades ou feridas de guerra [3]. Após os avanços na manipulação do ferro como material de fabricação, estenderam o aprendizado à confecção das próteses, que agora feitas de ferro se tornavam mais resistentes, podendo suportar objetos mais pesados, como pode ser observado na enciclopédia “História Natural” escrita por Plínio, o Velho, a qual relata o uso de uma prótese de ferro pelo general romano Marcus Sergius (ver Figura 5) [31].



Figura 5 – Prótese de membro superior do general romano Marcus Sergius. Fonte: Adaptado de [30].

Em consonância, no início dos anos 1500 d.C., como relata [32], um artesão desenvolveu um braço de aço para ser utilizado como complemento da armadura de um cavaleiro alemão (Figura 6), a qual permitia-lhe movimentar cada falange dos dedos, possibilitando a abertura e fechamento da mão, trazendo-lhe a capacidade de carregar armas e outros equipamentos de batalha.

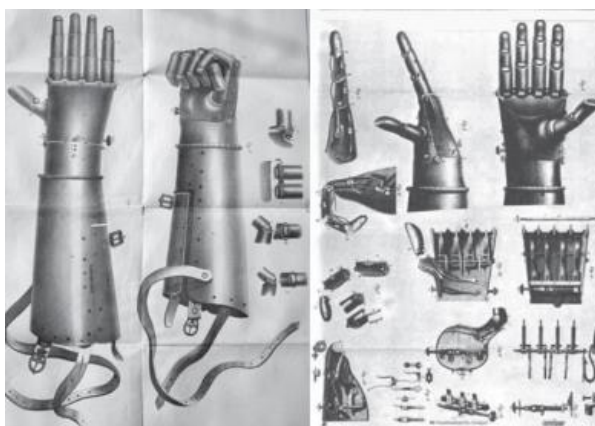


Figura 6 – Prótese de membro superior do cavaleiro alemão. Fonte: Adaptado de [32]

Por outro lado, a partir de 1600 d.C., passaram-se a criar também próteses pensadas para fins não bélicos, destacando-se como exemplo dessa lógica a prótese “Le Petit Loraine” (Figura 7), desenvolvida pelo médico militar Ambroise Paré.

O dispositivo possuía dedos móveis, que eram abertos ou fechados por pressão ou tração, além disso era constituída por uma alavanca por meio da qual o braço poderia realizar os movimentos de flexão-extensão ao nível do cotovelo [31].

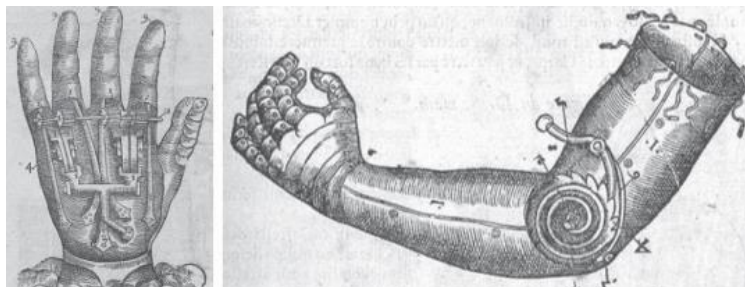


Figura 7 – Le Petit Loraine. Fonte: Adaptado de [32].

Do mesmo modo, em 1818 o dentista alemão Peter Baliff criou uma prótese autopropulsada de membro superior, a qual era ativada mediante a transmissão de tensão de tiras de couro conectadas aos músculos do tronco e da cintura escapular, como forma de gerar o movimento no dispositivo localizado no coto [3].

Posteriormente a esse episódio, na década de 1860, o conde Beaufort na França utilizou essa técnica à implementação de uma prótese nos soldados feridos, empregando uma alavanca que pressionava o tórax e usando o ombro contralateral como fonte de energia a fim de gerar o fechamento e a abertura de um ganho localizado na extremidade do dispositivo protético, o qual tinham como finalidade substituir a mão [32].

Em 1916, o cirurgião alemão Sauberbruch descreveu seu projeto de membro superior (Figura 8), no qual a flexão-extensão dos dedos era controlada pela transmissão dos movimentos musculares do braço, possibilitada por uma técnica de cenoplastia parecida com a de Vanghetti, criador dos métodos de cenoplastia que tinham como objetivo gerar o movimento de uma prótese a partir dos movimentos do braço [33] [34].



Figura 8 – Prótese de membro superior do Dr. Sauberbruch. Fonte: Adaptado de [35].

A primeira prótese mioelétrica para membro superior aceita clinicamente foi apresentada pelo cientista russo Alexander Kobrinski, em 1960. Caracterizado por sua portabilidade com baterias, com dispositivos eletrônicos localizados em um cinto e conectados à prótese por cabos, composto por uma luva de borracha da cor da pele [36].

Contudo, apesar de simbolizar um avanço no desenvolvimento desses dispositivos protéticos, apresentou problemas como elevado peso, movimento lento, força de preensão baixa, além de gerar baixa confiabilidade quanto a interferência elétrica [36].

Em consonância, desde então as próteses mioelétricas continuaram a ser estudadas e aperfeiçoadas, recebendo constantes atualizações em seu funcionamento, funcionalidades, materiais utilizados, design, ergonomia e fonte de energia, tornando-se mais eficaz e confortável ao uso (Figura 9) [31].



Figura 9 – BeBionic versão 3. Fonte: [37].

Dentro desse cenário, destaca-se as próteses conectadas a uma ICM, a qual por meio da extração dos biosinais via EEG, consegue interpretar as intenções do usuário e as enviar ao dispositivo a fim de que esse realize ações correlatas a vontade do usuário, além de se constituir de uma abordagem não invasiva e que não precisa da manutenção dos tecidos remanescentes ao seu funcionamento [7]. De outra forma, nota-se um avanço na medida em que, para além das execuções dos movimentos amparados na vontade do usuário, essas possam fornecer um retorno tátil a ele.

Classificação das próteses. As próteses para membro superior se classificam mediante ao nível de amputação no qual os dispositivos serão destinados, bem como no que tange a serem ou não controladas por mecanismos de preensão com aplicação de atuadores elétricos e/ou outros alimentadores [3].

As próteses que são controladas por mecanismos de preensão e que objetivam promover mobilidade e funcionalidade ao protetizado se classificam como ativas, tendo como seus exemplares os dispositivos mecânicos, pneumáticos, mioelétricos ou híbridos. [3].

Por outro lado, as que não possuem controle por mecanismos de prensão ou qualquer mobilidade intrínseca se classificam como passivas, tendo como seus exemplares as mãos protéticas e ferramentas protéticas [3].

Próteses mecânicas: Apresentam como função abrir e fechar a mão através de uma força exercida pelo corpo do paciente [3].

Próteses pneumáticas: Funcionam a partir de ar comprimido, causado por um compressor. Empregam músculos pneumáticos, que funcionam como atuadores, os quais emitem energia mecânica proporcionando a geração de força e velocidade nos movimentos. A prótese F3Hand é um exemplo desse modelo (Figura 10) [38].



Figura 10 – Prótese pneumática F3Hand. Fonte: Adaptado de [38].

Próteses mioelétricas: Esse dispositivo se caracteriza por ser alimentado por uma fonte externa, como baterias por exemplo, e por sua capacidade de emular os movimentos naturais do corpo [39]. Para tanto, utilizam diversos tipos de entrada, divididos em eletromiografia (EMG), eletroencefalografia (EEG) e eletrocorticografia (ECoG) [39].

Os sinais EMG são obtidos por eletrodos que se localizam na área de interesse para a realização dos movimentos e necessita da presença dos tecidos remanescentes no coto para tanto, diferente dos sinais contraídos por meio do EEG e do ECoG, que já foram mencionados anteriormente [39].

Por outro lado, podemos citar a SSSA-MyHand (Figura 11) como exemplo de prótese mioelétrica para membro superior que objetiva superar problemas de funcionalidade, garantindo a realização de movimentos análogos ao seu homólogo biológico, bem como oferecer um sistema sensorial destinado ao controle automático da aderência da mão, sendo capaz de fornecer ao usuário retorno sensitivo [40].

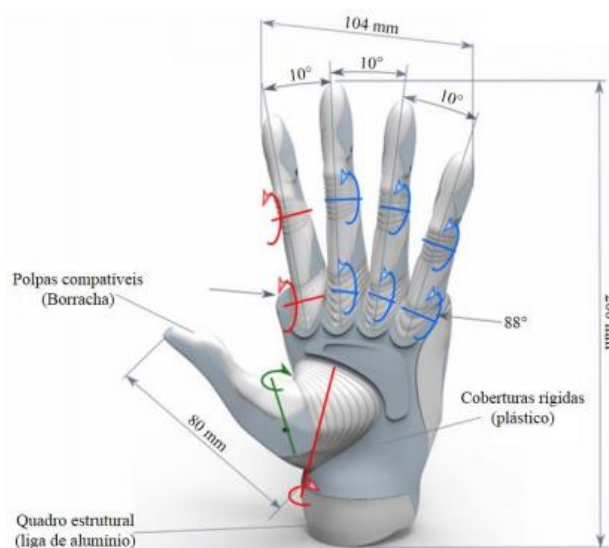


Figura 11 – Prótese SSSA-MyHand. Fonte: Adaptado de [40].

Feedback tátil. O retorno tátil do dispositivo assistivo ao usuário é composto por sensores que buscam emular os princípios biológicos, além de apresentar mecanismos que realizam a comunicação dos sinais obtidos até o usuário.

O *feedback* eletro-tátil se caracteriza por uma estimulação elétrica das regiões pertinentes às percepções sensoriais localizadas no antebraço, de modo tênue e ajustável, para que evite dor ou contrações musculares involuntárias [20], enquanto os vibro-motores transmitem a informação tátil por meio de vibrações associadas às sensações táteis [21].

As principais abordagens que visam estabelecer essa comunicação se destacam o uso de vibro-motores, a implementação do *feedback* eletro-tátil e da reinervação direcionada, caracterizada por um procedimento cirúrgico invasivo que permite ao paciente uma melhor acomodação dos tecidos nervosos localizados no coto, podendo ser usada para conectar os nervos à prótese [22].

Por outro lado, no que tange aos sensores, concebe-se duas principais abordagens, que se referem aos sensores piezoresistivos e aos sensores neuromórficos, que buscam emular o comportamento dos mecanorreceptores.

Os sensores piezoresistivos se caracterizam por promoverem uma variação da resistência elétrica, alterando conseqüentemente a diferença de potencial por meio de uma

deformação mecânica propiciada por uma força, realizando, desse modo, a transdução de energia entre o domínio mecânico em relação ao elétrico [23].

Em contrapartida, os sensores neuromórficos buscam implementar mecanismos computacionais ou analógicos que se assemelham aos biosensores e as suas dinâmicas, codificando a informação baseada em eventos, transmitindo-a e registrando com precisão os instantes nos quais foram gerados, compondo-se por meio de uma relação de transdução e codificação dos estímulos táteis, transformando-os em potenciais de ação, tal qual à atividade biológica dos mecanorreceptores [2].

Nesse sentido, concebe-se que a codificação dos estímulos pode ocorrer de duas formas distintas, estando a primeira a partir de uso de modelos computacionais, que convertem os dados obtidos do domínio analógico para o digital, processa-os e os transmitem na forma de spikes, e a última na elaboração de circuitos eletrônicos, que geram diretamente os potenciais de ação [2].

No entanto, a abordagem que adota modelos computacionais sofre uma certa restrição no que tange à velocidade de conversão e da quantidade de canais disponíveis à digitalização, bem como pela taxa de transmissão dos dados, determinada pela interface de comunicação, seja USB ou *Internet* [24].

Origem e cronologia da interface cérebro-máquina (ICM). A origem e cronologia do desenvolvimento da ICM se relaciona ao uso do EEG como forma de apreender, interpretar e efetivar o pensamento em alguma ação, materializada em dispositivos externos [14].

Dessa forma, pode-se citar como projetos que antecederam o advento da ICM a pesquisa de John C. Lily, que em 1950 realizou a leitura dos sinais gerados por uma variedade de comportamentos de um macaco rhesus, por meio do uso de eletrodos implantados na superfície do córtex do animal, e o estudo de David Nowlis e Joe Kamiya, circunscrito no intervalo de 1960 a 1970, que converteram através do biofeedback de EEG os sinais adquiridos de humanos em som, permitindo aos pacientes um certo controle da própria atividade cerebral [7].

Não obstante, o desdobramento da ICM ocorre a partir dos experimentos realizados no final de 1960 pelo Laboratório de Controle Neural, que tinham como objetivo usar a ICM para controlar atuadores artificiais e auxiliar pessoas com problemas de audição, visão e paralisia, seguido pela leitura dos campos corticais motores de babuínos, realizada por Brindley e Graggs, que objetivaram desenvolver uma neuroprótese motora que reconhecesse o movimento de braços e pernas [7].

Contudo, durante o intervalo de 1970 e 1990, anos posteriores aos avanços na área, como exemplo o trabalho de Brindley e Graggs, não houve significativos avanços até meados da década de 1990, a qual por meio da inserção de multi-eletrodos constituídos por filamentos metálicos flexíveis e isolados permitiu o avanço de novas pesquisas [7].

Funcionamento da ICM. As ICMs têm como objetivo detectar a atividade cerebral, processá-la, decodificá-la e enviar as intenções do usuário a um dispositivo externo, podendo ser uma prótese ou órtese [26].

Para tanto, necessita-se da obtenção dos biosinais provenientes do cérebro, relativos aos ritmos cerebrais, os quais podem ser obtidos via EEG ou ECoG, caracterizado por ser uma abordagem invasiva na qual os eletrodos são posicionados em estruturas subcorticais, medindo os sinais diretamente no córtex motor e em outras regiões intracorticais [26].

Por outro lado, o EEG se constitui de uma abordagem não invasiva na qual os eletrodos, normalmente de prata, cloreto de prata ou ouro, são posicionados no couro cabeludo segundo o sistema Internacional 10-20 [26].

Do mesmo modo, para [26], o princípio de operação das ICM's pode ser compreendido a partir de quatro etapas: aquisição dos sinais, extração dos dados, interpretação e saída desses.

A primeira etapa objetiva obter os sinais vindos da atividade cerebral e amplificá-los através de um amplificador de biopotencial e convertê-los de analógico para digital [27].

A segunda etapa busca, a partir dos dados que já foram adquiridos, retirar as interferências e/ou perturbações que podem surgir ao longo do processo, utilizando-se alguns filtros ou métodos, como a Análise de Componentes Independentes e a Transformada Discreta de Wavelets [28].

A terceira etapa objetiva interpretar os biosinais que foram adquiridos, realizando um filtro no qual estabelecerá uma correlação dos sinais com a intenção do usuário. Para tanto, usufruem-se da técnica conhecida como Machine Learning (Aprendizagem de Máquina) [26].

Nesse sentido, pode-se adotar como abordagens, por exemplo, o Support Vector Machine (SVM), a Análise Discriminante Linear (LDA) ou método de [29], que trouxe uma abordagem de classificação adaptativa com adaptação supervisionada ou não supervisionada, podendo ser exploradas tanto online quanto *off-line*.

Por fim, na quarta etapa, os biosinais então adquiridos, filtrados e interpretados são enviados e utilizados como comandos a um dispositivo externo nos quais em alguns casos podem também receber um sinal de volta ao cérebro [26].

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

- [1] BEYROUTHY, T. et al. EEG Mind Controlled Smart Prosthetic Arm – A Comprehensive. Study. **Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal**, v. 2, n. 3, p. 891–899, 2017.

[2] SILVA, Andrei **UMA ABORDAGEM NEUROMÓRFICA PARA CONTROLE TÁTIL DO ESCORREGAMENTO EM PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES. 2020.**

<https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/30403/5/AbordagemNeuromorficaContr^{ole}.pdf>

[3] JIMÉNEZ, Francys **IMPLEMENTAÇÃO DA METODOLOGIA DE DESIGN THINKING NO DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO SUPERIOR. 2021**

<https://repositorio.ufmg.br/handle/1843/39215>

[4] GARCIA; et al. (2019). A Dimensão Afetiva e Psicossocial da Perda na Amputação. *Mosaico*, 71-78.

[5] MATOS; et al. (2018). Ajustamento Psicossocial de Pessoas com Amputação. *Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo*, 288-292.

[6] DEL MONACO, Adriana **CASE REPORT: AUXILIARY DEVICE FOR RECREATIONAL USE IN A CHILD WITH UPPER LIMB MAFORMATION, MADE BY ADDITIVE MANUFACTURE (3D PRINTING). 2018.** Disponível em:

https://www.theacademicsociety.net/_files/ugd/c16819_2fbc26b706544294afe0aa5417d18398.pdf?index=true

[7] LEBEDEV, M. A.; NICOLELIS, M. A. L. Brain-machine interfaces: From basic science to neuroprostheses and neurorehabilitation. *Physiological Reviews*, v. 97, n. 2, p. 767–837, 2017

[8] MARTINS, Erick **MODELAGEM DA RESPOSTA DE MECANORRECEPTORES TÁTEIS SAAI COM CIRCUITOS MOS. 2018.**

<https://repositorio.ufsm.br/handle/1/16684?locale-attribute=en>

[9] ATKINSON, R. L. *Introdução à psicologia de Hilgard*. 16. ed. [S.l.]: Artmed, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 27, 28 e 29.

[10] OLIVEIRA, Marcel **DESENVOLVIMENTO DE HARDWARE PARA UMA INTERFACE CÉREBRO/MÁQUINA. 2018.**

https://www.monografias.ufop.br/bitstream/35400000/1186/1/MONOGRAFIA_DesenvolvimentoHardwareInterface.pdf

[11] MARTIN, J. H. *Neuroanatomy: Text and Atlas*. [S.l.]: McGraw-Hill Companies, Inc,

- [12] FILHO, Sady **MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA NA DETECCÃO DA IMAGINAÇÃO DO MOVIMENTO PARA APLICAÇÃO EM INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA. 2010.**
https://repositorio.ufmg.br/bitstream/1843/BUOS8CSDVM/1/sady_ant_nio_dos_santos_filho.pdf
- [13] L. A. Jones, Haptics. MIT Press, 2018.
<https://doi.org/10.7551/mitpress/11014.001.0001>
- [14] S. Weinstein, “Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex and laterality,” in First International Symposium on Skin Senses, 1968.
- [15] P. Burgess and E. Perl, “Cutaneous Mechanoreceptors and Nociceptors,” in Somatosensory system, A. Iggo, Ed. Springer, 1973, p. 852.
https://doi.org/10.1007/978-3-642-65438-1_3
- [16] M. Knibestöl and B. Vallbo, “Single Unit Analysis of Mechanoreceptor Activity from the Human Glabrous Skin,” Acta Physiol. Scand., 1970.
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1970.tb04783.x>
- [17] R. S. Johansson and A. B. Vallbo, “Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin.” J. Physiol., 1979. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1979.sp012619>
- [18] FURLAN, Paula **CONTROLE DE FORÇA DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MÃO COM REALIMENTAÇÃO SENSORIAL. 2019.**
<https://pantheon.ufrj.br/bitstream/11422/13226/1/PaulaBrandaoFurlan.pdf>
- [19] KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. Berne & Levy Physiology, Updated Edition EBook. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2009
- [20] Pamungkas, D., & Ward, K. (2015). Electro-tactile feedback system for a prosthetic hand. <https://ro.uow.edu.au/eispapers/6461>
- [21] Wijk, U., Svensson, P., Antfolt, C., Carlsson, I. K., Björkman, A., & Rosén, B. (2019). Touch on predefined areas on the forearm can be associated with specific fingers: Towards a new principle for sensory feedback in hand prostheses. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30815704/>
- [22] HURTADO, Alicia **RESEARCH AND DEVELOPMENT OF TACTILE FEEDBACK (OR SENSORY FEEDBACK) TECHNOLOGIES FOR APPLICATION IN LIMB PROSTHESIS. 2021.**
<https://vb.vgtu.lt/object/elaba:97645529/>
- [23] C. S. Smith, “Piezoresistance effect in germanium and silicon,” Phys. Rev., vol. 94, no. 1, pp. 42–49, 1954.

- [24] GARCIA; et al. (2014). Avances en Prótesis: una Mirada al Presente. Revista Médica Clínica Los Condes, 281-285.
- [25] The War Amps. (2020). The War Amps. Fonte: <https://www.waramps.ca/home/>
- [26] RAMZAN, Q.; SHIDLOVSKIY, S. Evolution of the Brain Computing Interface (BCI) and Proposed Electroencephalography (EEG) Signals Based Authentication Model. MATEC Web of Conferences, v. 155, p. 1–8, 2018.
- [27] NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, Molecular Diversity Preservation International, v. 12, n. 2, p. 1211–1279, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 19.
- [28] CHEN, S. et al. Automatic diagnoses of epileptic seizure in electroencephalography signals using nonlinear dynamics features. *IEEE Access*, IEEE, v. 7, p. 61046–61056, 2019. Citado na página 19.
- [29] LOTTE, F. et al. A review of classification algorithms for eeg-based brain–computer interfaces: a 10 year update. *Journal of neural engineering*, IOP Publishing, v. 15, n. 3, p.031005, 2018. Citado na página 20.
- [30] SOCIETY, A. C. N. Guideline 1: Minimum technical requirements for performing clinical electroencephalography. In: *Journal of Clinical Neurophysiology Volume 33, Number 4*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 303–307.
- [31] HERNIGOU, P. (2013). Ambroise Paré IV: The Early History of Artificial Limbs (from Robotic to Prostheses). *International Orthopaedics*, 1195-1197.
- [32] ZUO. K. J.; OLSON, J. L. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. **Canadian Journal of Plastic Surgery**, v. 22, n. 1, p. 44–51, 2014.
- [33] SILVA, Leonardo **DESENVOLVIMENTO PRELIMINAR DE UMA PRÓTESE DE BRAÇO CONTROLADA POR ELETROENCEFALOGRAFIA. 2019.**[https://repositorio.ifsc.edu.br/bitstream/handle/123456789/1266/TCC_LEONARDO PEZENATTO DA SILVA VERSÃO FINAL.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://repositorio.ifsc.edu.br/bitstream/handle/123456789/1266/TCC_LEONARDO_PEZENATTO_DA_SILVA_VERSÃO_FINAL.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
- [34] NEUMANN, B. (2010). Being Prosthetic in the First World War and Weimar Germany. *Body & Society*, 93-126.
- [35] ANDERSON, A. (2018). PENNMEDICINE. Fonte: <https://www.pennmedicine.org/news>
- [36] KOBELEV; et al. (2018). Anthropomorphic Prosthesis Control Based on the Electrical Impedance Signals Analysis. *Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT)*, 33-36.



[37] Gizmodo Brasil - Tarantola (2012)

[38] NEMOTO; et al. (2018). F3Hand: A Five-Fingered Prosthetic Hand Driven with Curved Pneumatic Artificial Muscles. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 1668-1671

[39] MADUSANKA; et al. (2015). A Review on Hybrid Myoelectric Control Systems for Upper Limb Prosthesis. Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon), 136-141.

[40] CONTROZZI; et al. (2017). The SSSA-MyHand: A Dexterous Lightweight Myoelectric Hand Prosthesis. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 459-468.

[41] MACHADO, A. Neuroanatomia Funcional. [S.l.]: Editora Atheneu, 1998.