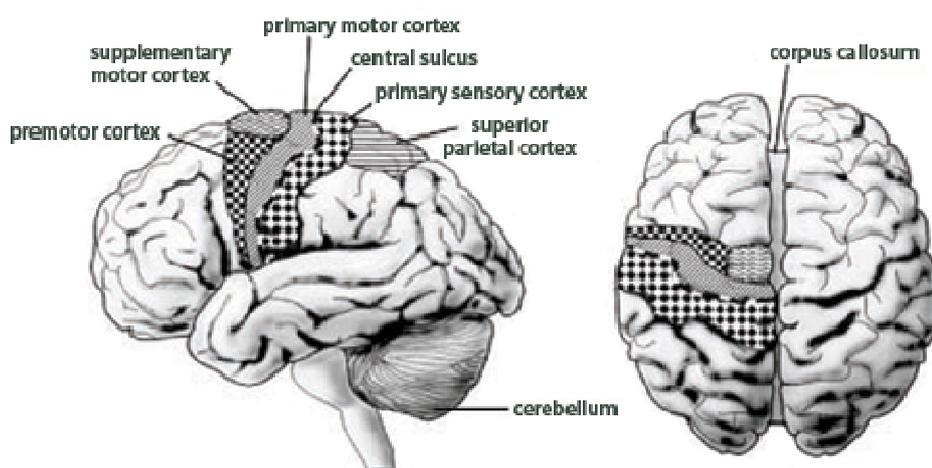


## 2 Fundamentos Teóricos

### 2.1. Interfaces cérebro máquina

Interfaces cérebro-máquina (*“Brain Machine Interface”* – BMI) são sistemas de comunicação que permitem o usuário interagir com o ambiente apenas por meio de sua atividade cerebral, dispensando o uso das comunicações tradicionais com os seus nervos e músculos. Como todo sistema de comunicação, uma BMI possui entradas (sinais eletrofisiológicos resultantes do monitoramento das atividades cerebrais), saídas (ações do dispositivo controlado), elementos que convertem entradas em saídas, e por fim um protocolo que determina a sua operação [15]. Essas interfaces requerem a análise em tempo real de estados mentais provenientes do usuário.

Diferentes áreas corticais cerebrais (Figura 1) são ativadas de acordo com diferentes pensamentos ativos. Do córtex cerebral saem os impulsos nervosos que planejam, iniciam e comandam os movimentos voluntários, e com ele estão relacionados os fenômenos psíquicos [16]. Dessa forma, é possível que o usuário altere voluntariamente ou não os sinais elétricos emitidos pelo córtex cerebral.



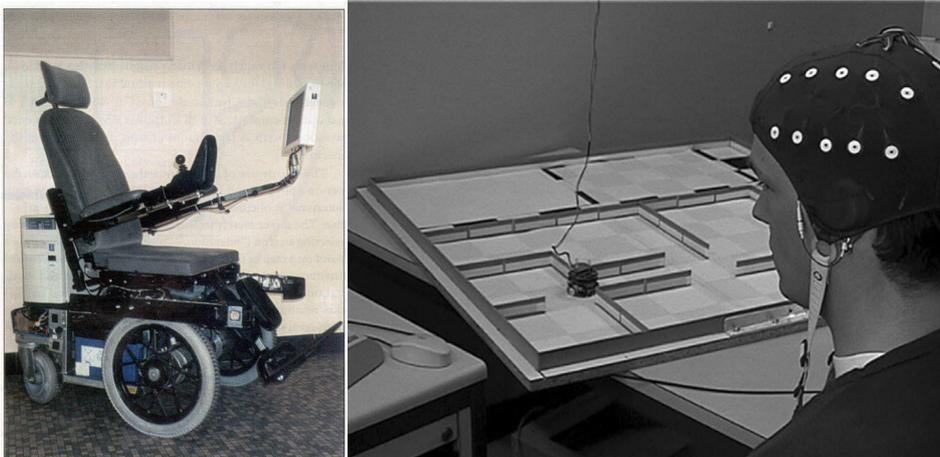
**Figura 1 - Córtex Cerebral [17].**

As informações desses “estados mentais” podem ser obtidas por diferentes fenômenos eletrofisiológicos e métodos de aquisição, como o implante

cortical e a leitura de sinais EEG, que incluem os fenômenos de potenciais evocados (conhecidos também como potenciais relacionados a evento) e variação do RSM via condicionamento operante. Tanto o potencial evocado quanto o condicionamento operante são métodos normalmente não-invasivos, ou seja, não requerem cirurgia.

Uma vez obtidas as informações dos estados mentais, é necessário um pré-processamento dessas informações para extração de características relevantes que serão então classificadas por meio de algoritmos de reconhecimento, ou processadas de forma a equacionar o modo de operação da interface. Para isso faz-se uso de diversos algoritmos computacionais assim como de inteligência computacional.

As aplicações de uma interface cérebro máquina incluem o controle de elementos de um ambiente virtual, como o posicionamento de um cursor [2], programas para soletrar [18], e controle de dispositivos externos, como um robô móvel [19] ou uma prótese [20]. Aplicações recentes de interfaces não-invasivas na área da robótica compreendem o controle de uma cadeira de rodas [21-23] e o controle de um robô Kephra [24], vide Figura 2.

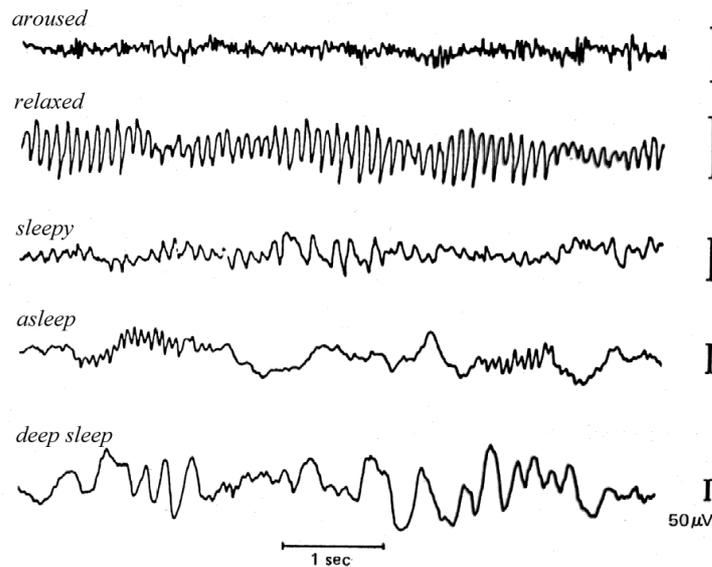


**Figura 2 - Aplicações de uma interface cérebro máquina [23-24].**

## **2.2.Sinais Eletroencefalográficos.**

A natureza elétrica do sistema nervoso humano tem sido estudada há mais de um século. É sabido que a variação do potencial elétrico no escalpe humano é reflexo de atividades funcionais emergentes do cérebro [25]. Esta variação do potencial pode então ser medida através de um conjunto de eletrodos distribuídos ao longo do escalpe para aferir a diferença de potencial entre dois desses eletrodos, que será filtrada, amplificada e registrada. Os dados

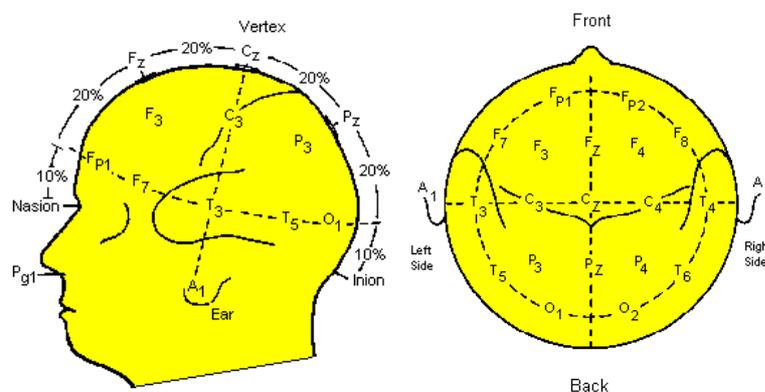
resultantes desse processo são chamados de EEG (Figura 3) e constituem a base do principal tipo de interfaces cérebro máquina não-invasivas.



**Figura 3 - Sinais eletroencefalográficos durante diferentes atividades [26].**

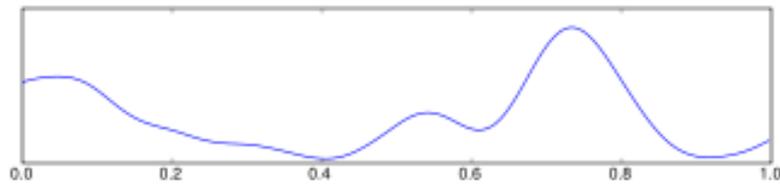
O posicionamento dos eletrodos em uma aquisição de sinais eletroencefalográficos não é aleatório, e obedece a convenção “10-20 System of Electrode Placement” (Figura 4) [27], que é baseada na relação entre a área do eletrodo e a região cortical situada abaixo da mesma.

A análise de sinais EEG é complexa, devido à grande quantidade de informação contida nos mesmos. Acredita-se que os sinais EEG são resultado de uma sincronização da soma de disparos de potencial elétrico resultantes das atividades sinápticas [28]. Dessa forma, para melhor estudo e compreensão, os sinais eletroencefalográficos são classificados de acordo com a frequência em que são emitidos (e algumas características particulares) nas seguintes bandas:



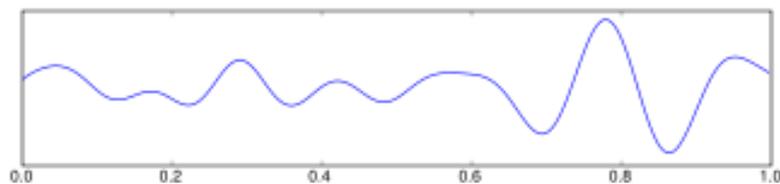
**Figura 4 - 10-20 System of Electrode Placement [29].**

- **Delta:** é composta pelos sinais com frequência de 0.5Hz até 4Hz (Figura 5), observada em pessoas muito jovens, regiões lesionadas do cérebro, e durante as fases 2 e 3 do sono (sono profundo).



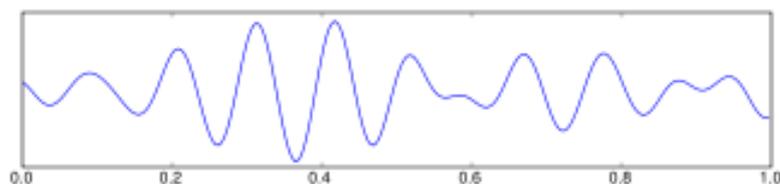
**Figura 5 – Sinal típico associado à Banda Delta em função do tempo (em s).**

- **Theta:** é composta pelos sinais com frequência de 4Hz até 8Hz, e com amplitude em torno de 20 $\mu$ V (Figura 6). Essa banda de frequência está relacionada ao estresse emocional, principalmente desapontamento e frustração, e também à meditação e estado criativo.



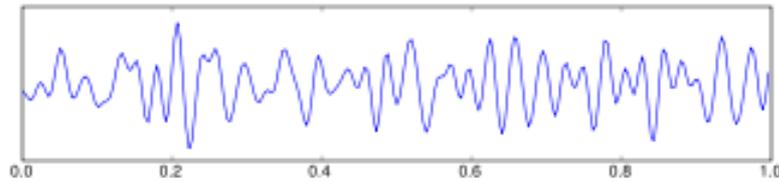
**Figura 6 - Sinal típico associado à Banda Theta em função do tempo (em s).**

- **Alpha:** é composta pelos sinais com frequência de 8Hz até 13Hz e amplitude entre 30 e 50 $\mu$ V (Figura 7). Está relacionada ao relaxamento mental, sendo mais atuante durante o fechar dos olhos. Essa banda de frequência pode ser praticamente suprimida com a abertura dos olhos ou com o pensamento ativo.



**Figura 7 - Sinal típico associado à Banda Alpha em função do tempo (em s).**

- **Beta:** é composta pelos sinais com frequência maiores que 13Hz, e possui baixa amplitude, em torno de 5 a 30 $\mu$ V (Figura 8). Essa banda de frequência é observada durante o pensamento ativo, estado de atenção, e durante a solução de problemas concretos.



**Figura 8 - Sinal típico associado à Banda Beta em função do tempo (em s).**

Além das classificações já mencionadas, os sinais eletroencefalográficos situados na banda de 8-12Hz (mesma faixa de frequência da banda Alpha) e adquiridos sobre o córtex motor cerebral (enquanto os sinais da banda Alpha são adquiridos na região occipital) são chamados de ritmos MU, ou ritmo sensório-motor (RSM). O RSM é observado durante o movimento ou o planejamento do mesmo, sem que haja a necessidade de executar o movimento. Esses sinais são especialmente interessantes em aplicações de interfaces cérebro máquina, pois são mais facilmente controláveis espontaneamente para a maioria das pessoas. Assim sendo, juntamente com um protocolo de treinamento do usuário, a análise do RSM e de algumas das bandas dos sinais EEG possibilita a criação de uma interface baseada no condicionamento operante.

### **2.3. Condicionamento Operante.**

O condicionamento operante está relacionado a métodos de comportamento na psicologia [30-31]. De acordo com esses métodos, uma pessoa consegue obter habilidades de controle através de um reforço de aprendizado adequado.

Tentativas de obtenção de controle através do condicionamento operante por reforços de aprendizado começaram na década de 1950, quando alguns clínicos usaram o então chamado *neurofeedback* para tratar pessoas que sofriam de déficit de atenção, hiperatividade, depressão, e até mesmo epilepsia.

Entre as décadas de 1960 e 1970, Neal E. Miller e colaboradores [32] se opuseram ao tradicional conhecimento do sistema nervoso autônomo (SNA) como sendo autônomo e independente do controle voluntário do sistema nervoso central (SNC). Miller contestou a visão de que controle voluntário é obtido por condicionamento operante, enquanto que a alteração das funções involuntárias do SNA é aprendida pelo método clássico de condicionamento (Pavlov), uma visão enfatizada por Skinner em 1953 [33].

Miller apresentou evidências experimentais em ratos curarizados<sup>1</sup> e ventilados artificialmente que mostraram que, mesmo após um longo tempo de curarização de algumas semanas, os animais aprenderam a aumentar e diminuir sua frequência cardíaca, fluxo de sangue, e a dilatar e contrair artérias periféricas, através de um paradigma de condicionamento operante, recompensando os animais pelo aumento e diminuição dessas funções fisiológicas.

Os resultados mais significativos e populares no campo do condicionamento operante foram relativos à auto-regulação dos sinais cerebrais [34]. O aumento e a diminuição dos sinais EEG na banda Alpha foram estudados para criar um estado meditativo com muitos benefícios físicos e comportamentais. A variação das ondas Theta apresentou efeitos significativos no estado de alerta e atenção [35]. Serman [36] foi o primeiro a propor o autocontrole de crises epiléticas através do aumento do ritmo sensório-motor (RSM). O RSM em seres-humanos é obtido exclusivamente sobre as áreas sensório-motoras, com frequências entre 10 e 20 Hz e amplitudes variáveis. Pfurtscheller e colaboradores [37] localizaram a origem do RSM em humanos nas regiões sensório-motoras. A imaginação do movimento das mãos, por exemplo, abole o RSM na região relativa às mãos. O movimento imaginário ou real das pernas bloqueia o RSM nos sulcos inter-hemisféricos. Pfurtscheller chamou esses fenômenos de sincronização de “sincronização relacionada a evento”.

Os resultados do controle do RSM em animais e pacientes aparentavam demonstrar que a manipulação dos membros motores não era necessária para o controle do RSM, pois durante a imaginação do movimento nenhuma alteração era observada nos sinais eletromiográficos (EMG) dos músculos dos braços, enquanto era presente a de sincronização relacionada a evento. O sucesso no controle do RSM em pacientes completamente paralisados confirmou, então, a independência do RSM em relação à ação do sistema nervoso central, mostrando não haver a necessidade de qualquer movimento real para se alterar o RSM, i.e., movimentos imaginados poderiam ser detectados [11].

A imaginação do movimento pode ser vista como um ensaio mental de uma atividade motora sem que a mesma seja executada. É amplamente aceito

---

<sup>1</sup> Sob a influência do curare para fins terapêuticos. Curare é uma composição de alcalóides extraídos de vários arbustos da família das Loganiáceas, principalmente das espécies *Strychnos castelnaui*, *S. crevauxiana* e *S. toxifera*, hoje usada em anestesia, para redução de espasmos no tétano e para produção de relaxamento muscular na terapêutica de choque.

que esse ensaio envolve regiões e funções do cérebro que são similares às envolvidas no planejamento e preparação da atividade motora em questão [38]. Somadas à imaginação do movimento, outras atividades mentais que demonstraram alteração dos sinais eletroencefalográficos e, além disso, especializações hemisféricas, foram: imaginação de um objeto geométrico em três dimensões e a rotação de tal objeto [39], atividade mental relacionada à fala e.g. composição mental de uma carta [40], e atividade mental aritmética, como efetuar contas de subtração e multiplicação “de cabeça” [41]. Essas atividades, no entanto, são pouco utilizadas em interfaces cérebro-máquina, por serem pouco intuitivas na maioria das aplicações.

## 2.4.Potenciais Evocados

Potenciais evocados, ou potenciais relacionados a evento, são potenciais cerebrais resultantes da ocorrência de um estímulo sensorial. Eles são geralmente obtidos aferindo-se curtos segmentos de sinais EEG durante um estímulo externo. Numa interface cérebro máquina, os potenciais evocados podem propiciar controle do sistema quando a interface fornece os estímulos apropriados.

O controle de uma interface cérebro máquina por potenciais evocados possui a vantagem de quase não precisar de treinamento, oferecer um controle discreto para praticamente qualquer usuário (uma vez que o potencial evocado é uma resposta inerente à função cerebral) mas, em contrapartida, os usuários devem esperar a apresentação de um estímulo relevante.

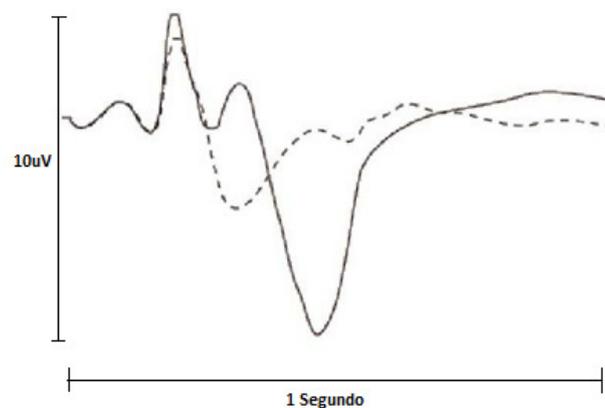


**Figura 9 - Interface cérebro máquina por potenciais evocados**

Os potenciais cerebrais influenciados por estímulos físicos geralmente ocorrem nos primeiros 200ms após o estímulo. Esses potenciais são formados por uma onda com um potencial negativo com duração em torno de 100ms

seguido de um potencial positivo. Sutter utiliza pequenas fontes de estímulos visuais e, pelo potencial evocado para qual das fontes o usuário está olhando, e então associa essa fonte a um comando da interface [42].

Na década de 1960, Chapman e Bragdon [43], assim como Sutton et al. [44], descobriram uma onda cerebral com pico a cerca de 300ms após o estímulo relevante. Esse componente é conhecido desde então como P3, e é mostrado na Figura 10, onde a linha tracejada representa o comportamento normal do sinal sem a presença do estímulo. Apesar do P3 ser evocado por vários tipos de paradigmas, o de maior influência é o de frequência do estímulo (estímulos menos frequentes resultam em uma maior resposta) e o da relevância da tarefa relacionada.



**Figura 10 - Potencial evocado.**

Farwell e Donchin, da Universidade de Illinois, EUA, mostraram que esse sinal pode ser utilizado em uma interface cérebro máquina [45]. Desde então, diversas interfaces cérebro máquina são baseadas no potencial evocado P3. As mais comuns apresentam diferentes estímulos e monitoram o sinal para determinar se o usuário estava olhando ou não para a fonte do estímulo visual associado a um dos comandos da interface.

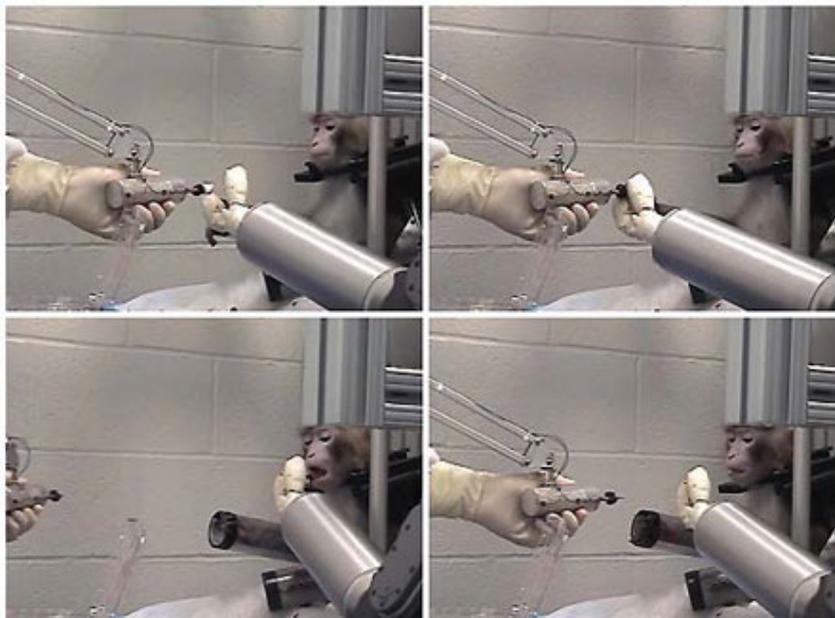
## 2.5.Implantes Corticais

Outra base para o desenvolvimento de interfaces cérebro máquina são os implantes corticais. Esse método apresenta uma grande melhoria da relação sinal-ruído, e também na resolução espacial do córtex cerebral, ao custo de ser um procedimento invasivo, necessitando assim que o usuário seja submetido a uma cirurgia. Assim sendo, esse método apresenta grande potencial no desenvolvimento de interfaces cérebro máquina, principalmente as aplicadas ao controle de próteses.

O controle de próteses utilizando sinais corticais é baseado em três elementos: conjuntos de micro eletrodos, algoritmos de extração de características e atuadores prostéticos. Conjuntos de micro eletrodos são permanentemente implantados no córtex cerebral, e devem constantemente gravar a atividade de populações de neurônios. Informações sobre o posicionamento e velocidade desejados para a prótese controlada devem ser extraídas continuamente em tempo real da atividade gravada. Por fim a prótese em questão deve possuir a agilidade e configuração das partes a serem substituídas [46].

Recentemente o professor da Universidade de Pittsburgh Andrew Shwartz publicou seu trabalho na área de prótese cortical [47], onde um macaco utiliza a interface para controlar uma prótese para se auto-alimentar (Figura 11).

O grupo do brasileiro Miguel Nicolelis, na Universidade de Duke [14], obteve grande sucesso no treinamento de um macaco para perseguir e agarrar objetos (representados visualmente em uma tela de computador) com um braço mecânico, através de sinais cerebrais gravados por um número consideravelmente baixo de implantes corticais. Ao longo dos testes, o macaco, por si só, percebeu que o movimento do seu braço não era necessário para que o braço mecânico realizasse a tarefa.



**Figura 11 - Macaco utilizando uma prótese cortical para se auto-alimentar [47].**

Apesar da grande capacidade oferecida pelas próteses corticais, esse método é menos estudado em humanos devido às aplicações de segurança e ética. Sendo assim, a maioria dos estudos é feita em interfaces cérebro máquina não-invasivas.

## 2.6.Artefatos

O sinal EEG comumente está na faixa de 10 a 300 $\mu$ V, e é afetado por diversos ruídos de origem fisiológica e elétrica. Eletrodos não diferenciam atividade elétrica gerada pelo córtex cerebral de outras geradas por fontes extra-cerebrais. Potenciais gerados por movimentos dos olhos, língua, face ou músculos do pescoço, ou mudanças na condutância da pele, que possam contaminar a atividade cortical são chamados de artefatos. Filtros “passa alta” e “passa baixa” minimizam a maioria dos artefatos gerados por músculos, mudanças na condutância da pele, e batimentos cardíacos, mas o problema do artefato ocular permanece [48].

O piscar de olhos pode durar de 200 a 400ms e pode produzir amplitudes elétricas de até 10 vezes a amplitude de sinais corticais. Um dos primeiros métodos de remoção de artefato ocular era baseado no uso de potenciômetros para balancear o efeito dos movimentos dos olhos na vertical e na horizontal. Ajustes eram feitos observando o EEG, e eram subjetivos.

Alguns artefatos possuem características visíveis no sinal eletroencefalográfico. Os artefatos oculares, por exemplo, possuem maior amplitude, produzem alterações nos sinais EEG principalmente na banda Theta, e concentram-se nos eletrodos frontais, como Fp1 e Fp2 do Sistema Internacional 10-20.

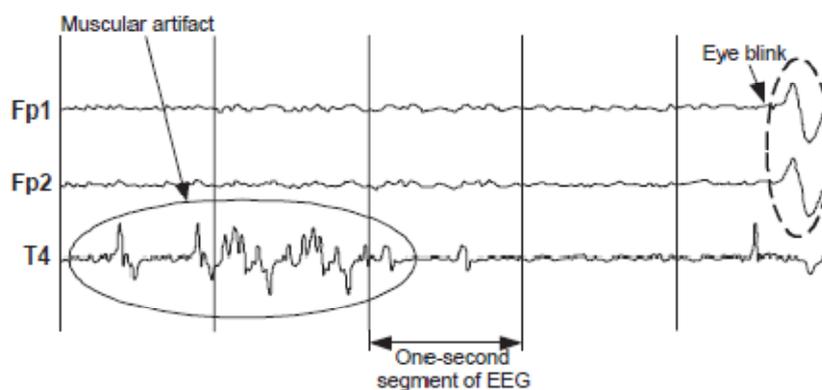


Figura 12 - Artefatos musculares e oculares em sinais EEG [4].

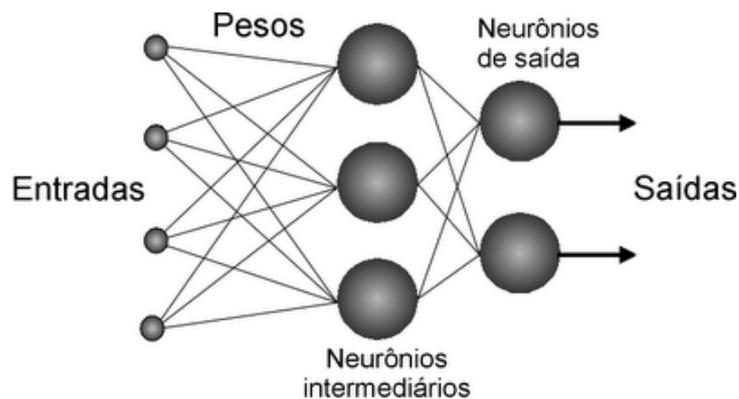
Artefatos musculares possuem amplitudes na ordem dos sinais EEG, mas seu espectro de frequência concentra-se principalmente na banda Beta. Esses artefatos são mais percebidos nos eletrodos centrais, temporais e parietais [49].

Outras técnicas para reduzir artefatos fisiológicos incluem instruir o paciente a fazer paradas para descanso. Pacientes podem ser instruídos a tentar reduzir o número de piscadas do olho, especialmente durante eventos críticos. Cadeiras confortáveis e paradas para descanso reduzem artefatos musculares e oculares [50].

A próxima seção apresenta o conceito de Redes Neurais Artificiais, utilizado nesta dissertação na elaboração da BMI.

## 2.7.Redes Neurais Artificiais

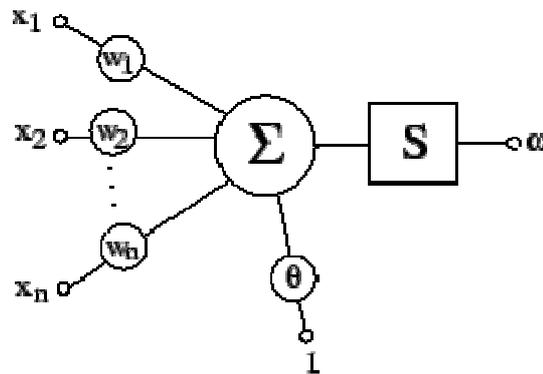
Redes Neurais são modelos inspirados na estrutura do cérebro, com o objetivo de apresentar características similares ao comportamento humano, tais como: aprendizado, associação, generalização e abstração. As Redes Neurais são compostas por diversos elementos processadores (neurônios artificiais) altamente interconectados, que efetuam operações simples, transmitindo seus resultados aos processadores vizinhos (Figura 13). Devido à sua estrutura, as Redes Neurais são bastante efetivas no aprendizado de padrões a partir de dados não-lineares, incompletos, com ruídos, e até compostos de exemplos contraditórios. Exemplos de aplicações típicas são: reconhecimento de padrões (imagens, texto, voz, etc.), previsão de séries temporais, e classificação.



**Figura 13 - Estrutura de uma rede neural**

Um neurônio é uma unidade de processamento de informação que é fundamental para a operação de uma rede neural. O diagrama de blocos da Figura 14 mostra o modelo de um neurônio. Nele é possível identificar três elementos básicos. O primeiro é o conjunto de sinapses, onde cada uma representa um peso ou força de ligação. Mais especificamente, um sinal de

entrada  $X_i$  na entrada de uma sinapse  $j$  ligada a um neurônio  $k$ , é multiplicado pelo peso sináptico  $W_i$ . O segundo elemento básico é um somador, que é responsável por somar os sinais de entrada previamente multiplicados pelos respectivos pesos sinápticos. Por último, uma função de ativação constitui o terceiro elemento básico de um neurônio, e é responsável por limitar e determinar a amplitude do sinal de saída de um neurônio dado o seu valor de entrada. O modelo do neurônio inclui também um termo de *bias* que tem a função de aumentar ou diminuir o valor do sinal de entrada agindo como um termo independente. Matematicamente, o neurônio pode ser então representado pela equação 1.



**Figura 14 - Modelo do neurônio artificial.**

$$\omega = S(\sum X_i * W_i + \theta) \quad (1)$$

O tamanho de uma rede neural deve atender ao compromisso entre convergência e generalização. Entende-se por convergência a capacidade da rede neural de aprender todos os padrões de treinamento. Ou seja, se a rede for pequena, não será capaz de armazenar os padrões necessários. Por outro lado, se o tamanho da rede for muito grande (muitos pesos), a mesma não possuirá boa generalização, não respondendo de forma eficiente aos padrões nunca vistos [51].

Para a área de interfaces cérebro máquina, a modelagem de redes neurais como eficientes classificadores de padrões é particularmente interessante. O treinamento da rede neural é feito apresentando-se diversos padrões às entradas (valores que caracterizam uma atividade mental), e indicando à rede a saída correta para cada padrão (comando a ser executado pela interface). Assim, durante o processo de treinamento, os pesos sinápticos são atualizados de forma que, dada uma entrada, a saída seja a desejada.

A BMI desenvolvida nessa dissertação se baseia em Redes Neurais Artificiais. Sua validação será feita com o auxílio de um manipulador robótico, cujas equações cinemáticas precisam ser conhecidas, como descrito a seguir.

## 2.8. Cinemática de um Manipulador Robótico

A cinemática de um manipulador é o estudo do conjunto de relações entre as posições, velocidades e acelerações de seus elos. Essa se divide em dois ramos: localização da extremidade do manipulador a partir do posicionamento de suas juntas (cinemática direta), e a determinação da posição das juntas a partir do conhecimento da posição em que se deseja posicionar a extremidade do manipulador (cinemática inversa). Observando a Figura 15, que representa um manipulador plano de dois graus de liberdade, pode-se observar que as cinemáticas direta e inversa podem ser obtidas através de uma análise geométrica conforme mostrado a seguir, onde  $\theta_1$  e  $\theta_2$  representam a posição das juntas, e  $x$  e  $y$  representam as coordenadas horizontal e vertical da extremidade do manipulador robótico.

Cinemática Direta	Cinemática Inversa
$\theta_1, \theta_2 \rightarrow x, y, \Phi$	$x, y \rightarrow \theta_1, \theta_2$
$x = l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)$ $y = l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)$ $\Phi = \theta_1 + \theta_2$	$\left\{ \begin{array}{l} \tan \alpha = \frac{y}{x} \\ x^2 + y^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 \cos \theta_2 \\ l_2^2 = l_1^2 + x^2 + y^2 - 2l_1 \sqrt{x^2 + y^2} \cos \gamma \end{array} \right.$

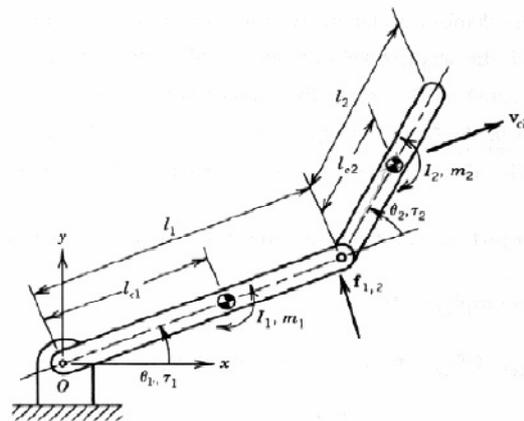


Figura 15 - Cinemática de um manipulador robótico.