Revista de Sistemas de Informação da FSMA
n. 13 (2014) pp. 51-56

SISTEMAS DE INFORMAÇÃO
http://www.fsma.edu.br/si/sistemas.html

TRILHA ESTUDANTIL

Perspectivas e Potencialidades da Interface Cérebro-Máquina

Greice Garibaldi Mussatto, Graduada em Sistemas de Informação pela Universidade de Caxias do Sul – Campus Universitário de Vacaria, contato: greice.g14@gmail.com

Scheila de Avila e Silva, Doutora em Biotecnologia, com área de concentração em Bioinformática pela Universidade de Caxias do Sul, contato: sasilva6@ucs.br

Universidade de Caxias do Sul (UCS), Vacaria, Rio Grande do Sul, Brasil.

***Resumo*— Uma Interface Cérebro-Computador (ICC), também conhecida como Interface Cérebro-Máquina (ICM), é um sistema que permite a interação entre o usuário e o meio que o cerca utilizando sinais de controle gerados por meio da atividade cerebral. O aprimoramento das pesquisas em ICM está relacionado, principalmente, com os avanços da neurofisiologia e computação. As pesquisas iniciais dedicaram-se ao desenvolvimento de dispositivos de comunicação de pessoas que perderam o controle muscular voluntário, mas não apresentavam danos cognitivos. Atualmente, são encontradas aplicações nas áreas de mobilidade, comunicação e tratamento de doenças de usuários com mobilidade comprometida ou não. Considerando o cenário de expansão das aplicações de ICM, o presente trabalho apresenta uma descrição de caráter pedagógico baseada nas recentes publicações relacionadas ao assunto. Assim, são abordados conceitos básicos relacionados a esta área de pesquisa, bem como a descrição de suas aplicações e limitações.**

***Palavras-Chave*— ICM, Atividade Neuronal, Próteses Robóticas, Robótica, Nanotecnologia.**

I. INTRODUCÃO

A área de pesquisa chamada de Interface Cérebro-Máquina (ICM) apresenta caráter interdisciplinar integrando a neurociência, fisiologia, psicologia, engenharias, ciência da computação e outras disciplinas técnicas e da saúde [29]. O objetivo principal de uma ICM é o desenvolvimento de um sistema computacional capaz de interpretar a informação codificada na atividade elétrica de grupos neuronais associados a um processo motor. Estes sinais devem ser analisados em tempo real e posteriormente traduzidos em comandos para controlar um dispositivo artificial [6].

O conceito de interface aplicada na detecção de sinais cerebrais tem evoluído principalmente ao longo da última década [27]. Atualmente há mais de cem grupos de pesquisas ativos em todo o mundo [40]. De acordo com a definição, feita por Vidal em 1973, até as últimas décadas apud [40], as principais aplicações de ICM têm sido relacionadas ao fornecimento de novos canais de comunicação e de controle para as pessoas gravemente incapacitadas [48]. Deste modo, a ICM mostra-se adequada na interação entre pessoas com limitações motoras e o ambiente, tais como: controle de luzes e televisores, perguntas do tipo sim/não, processamento de texto, operação de cadeiras de rodas e próteses robóticas [49]. Dentre outros exemplos de aplicações, pode-se citar: projetos de automóveis autônomos [41], celulares que realizam chamadas por meio da atividade cerebral [43] e jogos de realidade virtual [46].

Considerando este cenário de expansão, o objetivo deste artigo é apresentar uma descrição concisa e acurada, de caráter pedagógico, a respeito do funcionamento das ICMs tanto para a comunidade científica quanto para o público leigo. Para isso, serão abordados os conceitos fundamentais desta área de pesquisa, bem como suas aplicações, limitações e projetos de pesquisa relacionados ao tema. O texto está organizado em duas seções principais: a seção II apresenta conceitos neurológicos e computacionais relacionados ao funcionamento da ICM. Na seção III, há a descrição das principais aplicações, limitações e projetos científicos relacionados ao tema.

II. INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA: CONCEITOS FUNDAMENTAIS

A ICM promove uma nova forma de comunicação e canais de controle entre o usuário e sua musculatura sem qualquer intervenção dos nervos periféricos. Para que haja sucesso entre a interação usuário-ICM, deve haver o desenvolvimento de uma nova habilidade: não mais o controle muscular, mas sim o controle adequado do sinal eletrofisiológico específico, o qual atende a intenção do usuário [48], [8], [18]. Por meio de eletrodos é possível detectar padrões de ativação do cérebro que correspondem à intenção do indivíduo. Estes sinais, que

indicam a atividade cerebral do usuário, são traduzidos para uma saída, como por exemplo, o movimento de um cursor, mouse, ou de qualquer dispositivo artificial externo [47].

São apresentados nas próximas seções alguns aspectos fundamentais sobre o funcionamento de uma ICM.

A. A Neurociência e a Interface Cérebro-Máquina

Os avanços das pesquisas em ICM estão relacionados com as descobertas e estudos realizados sobre os sistemas de neurofisiologia e de sistemas motores ao longo dos últimos 40 anos [27], entre outros fatores.

Alguns pesquisadores foram capazes de treinar macacos a fim de operar e modular neurônios individuais no córtex motor primário [14]. Estes resultados inspiraram os primeiros testes com humanos utilizando sensores intra-cranianos de ICM [20]. Outros pesquisadores [16], por sua vez, desenvolveram o método de vetor de população, o qual consiste em representar os neurônios individualmente como um vetor, que realiza uma contribuição ponderada ao longo do da direção preferencial de seu eixo. Este método permitiu aos pesquisadores preverem a direção do movimento do braço em três dimensões a partir de um grupo de unidade única dos neurônios no córtex motor [16]. Essa codificação 3D direcional pelo córtex motor primário foi expandida por Schwartz e sua equipe [28] a fim de incluir a velocidade, produzindo uma previsão precisa da velocidade da mão em 3D.

Considerando que a ideia central de uma ICM é a detecção e tradução dos estados cerebrais em movimentos físicos, é essencial compreender como ocorre a comunicação do cérebro com as demais partes do corpo antes, durante e depois do movimento. O código neural é muitas vezes comparado ao código de máquina que suporta o sistema operacional de um computador. Assim como os transistores, os neurônios servem como interruptores, ou portas lógicas, absorvendo e emitindo impulsos eletroquímicos, chamados potenciais de ação, que lembram as unidades básicas de informação em computadores digitais [19]. A captação do sinal neuronal é dependente da quantidade e da localização dos eletrodos. Além disso, há dificuldades em decifrar os sinais elétricos para que estes se transformem em comandos de movimento [30].

A ICM é um sistema complexo devido ao fato do funcionamento cerebral ser também complexo. Os neurônios formam uma rede a qual deve ser compreendida em uma relação conjunta e, portanto, devem ser estudados em grupo, não isoladamente. Fazendo uma analogia entre o fluxo de informação na internet e o fluxo de informação neuronal, percebe-se que nenhum computador isolado controla o fluxo de *bytes* por meio de toda a rede. Algo semelhante ocorre com a rede neuronal. Assim, os avanços no conhecimento científico sobre o funcionamento cerebral contribuem para o avanço da neurociência e, consequentemente para o avanço das ICMs e vice-versa [30].

B. O Funcionamento de uma Interface Cérebro-Máquina

Uma ICM detecta padrões de ativação do cérebro que correspondem à ação desejada do indivíduo. Sempre que o usuário induz uma modificação voluntária destes padrões, o sistema de ICM é capaz de detectá-los e traduzi-los em uma ação que reflete a ação do usuário. O reconhecimento de um determinado conjunto de padrões de sinais cerebrais em uma ICM envolve as seguintes etapas: aquisição do sinal, pré-processamento, interpretação dos dados e classificação [21], [30].

A fase de aquisição dos sinais tem a função de captar os sinais da atividade elétrica cerebral, sejam estes obtidos por meio de métodos invasivos (inserção de eletrodos de forma intracraniana no córtex cerebral) ou não-invasivos (eletrodos colocados externamente no couro cabeludo). Além da aquisição, nesta fase realiza-se, também, a redução de informações não relacionadas (ruído) e o processamento do sinal adquirido [21], [30].

A eletrocorticografia é o método invasivo mais utilizado em estudos com animais. Este baseia-se no registro de pequenos ou grandes grupos de neurônios, para a aquisição de sinais, conhecidos como eletrocorticogramas (ECoGs) [25]. Estudos recentes com macacos mostraram que ECoG é uma modalidade de gravação estável e robusta para aplicações de ICM. Além disso, este método apresenta a capacidade de realizar estudos neurofisiológicos em seres humanos, o que o tornou uma ferramenta de neurociência válida para estudar a atividade populacional do cérebro [27].

A aquisição de sinais da atividade elétrica cerebral com métodos não-invasivos são normalmente realizadas por meio de eletrodos dispostos no couro cabeludo do indivíduo. Este método é conhecido por Eletroencefalografia (EEG) e sua análise é complexa, uma vez que a quantidade de informações capturadas por cada eletrodo é elevada. O método de EEG passou a desempenhar um importante papel nos estudos dos processos cerebrais devido ao desenvolvimento de dispositivos eletrônicos mais precisos e técnicas de processamento de sinais mais eficientes [5].

Os sinais de EEG não-invasivos são utilizados em aplicações de ICM, pois estes oferecem um nível de qualidade de sinal aceitável, que combina baixo custo e facilidade no uso [29]. Além disso, apresentam boa resolução temporal, apesar de apresentarem menor precisão se comparados aos métodos invasivos [29], [2]. Após a obtenção do sinal, a etapa de pré-processamento prepara os dados obtidos para seu posterior processamento [29]. Para isso, são identificadas as características discriminativas provenientes do sinal gravado. Esta etapa é chamada de extração de características e tem como objetivo reduzir a dimensão do vetor de dados (sem a perda de informações relevantes), para um tamanho que não exceda o número de casos de treinamento [29],[45]. Esta é uma etapa crucial em um sistema de ICM uma vez que interfere no desempenho do algoritmo classificador que decifrará a intenção do usuário [1], [45]. Além disso, a seleção de características contribui na redução de ruídos e de redundância dos dados, já que sinais cerebrais para uma determinada ação são misturados com outros sinais que se sobrepõem em tempo e espaço [29], [45].

A interpretação das informações resultantes da etapa anterior possui o objetivo de transformar o sinal digitalizado em um código que represente a ação desejada. Assim, são utilizados algoritmos complexos e sistemas de registro [30].

Alguns exemplos de algoritmos utilizados na realização desta tarefa são algoritmos genéticos [7], filtro de Kaman [23] e métodos Bayesianos [8], [21] e [34], entre outros. Além destes, uma das tendências é a utilização do algoritmo de regressão linear múltipla (filtro de Wiener) [23]. Este realiza a tradução da atividade cerebral pura em comandos digitais a qual um dispositivo robótico possa entender. Com este algoritmo é possível somar linearmente a atividade elétrica produzida por neurônios corticais registrados simultaneamente, e gerar predições precisas da localização futura do membro do indivíduo [30].

Por fim, a etapa de interface de controle ou saída dos dados, traduz os sinais classificados em comandos significativos para acionar determinado dispositivo, que pode ser: o comando de um teclado virtual, o clique de mouse, a movimentação de um avatar em ambientes de realidade virtual e até o controle de dispositivos robóticos, substituindo um membro humano [25]. A versão esquemática do funcionamento de uma ICM é apresentada na Figura 1.

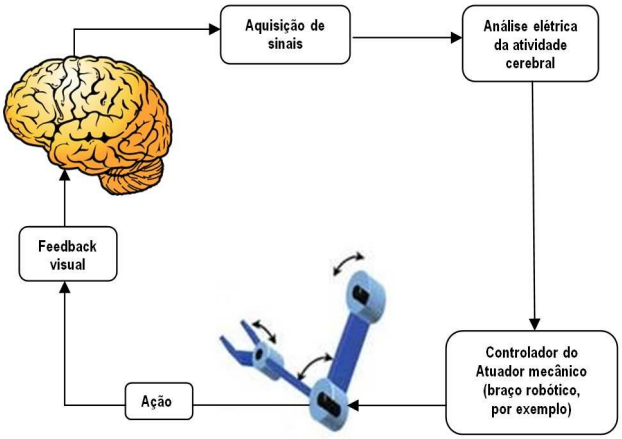

Figura 1: Versão esquemática da organização geral de uma interface cérebro-máquina. Adaptado [30].

Conforme descrito até o momento, percebe-se que uma ICM necessita de suporte computacional para seu funcionamento. Assim, ICMs cada vez mais precisas, velozes e eficazes em suas aplicações práticas são dependentes do aumento da capacidade de processamento dos microcomputadores, do aprimoramento das técnicas de análise dos sinais, e da implementação de algoritmos computacionais mais robustos [22], [34]. As aplicações das ICMs são descritas nas próximas seções.

III. INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA: APLICAÇÕES E LIMITAÇÕES

A ICM desenvolveu-se como uma forma de tratamento para pacientes com diferentes níveis de paralisia corporal, como a paraplegia (perda das funções sensoriais e motoras nos membros inferiores) e a tetraplegia (perda destas funções também no tronco, incluindo braços). Assim, as pesquisas dedicaram-se ao desenvolvimento de dispositivos de comunicação para pessoas que perderam o controle muscular voluntário, mas não apresentavam danos cognitivos [21], [26], [18]. As principais aplicações das ICMs estão relacionadas a mobilidade, comunicação e interação dos seus usuários com as pessoas e objetos ao ser redor.

Em relação à locomoção, uma das aplicações é a utilização de próteses robóticas ou um exoesqueleto com controle cerebral (também conhecido como veste robótica). Este encontra-se em desenvolvimento no Projeto Andar Novamente (“*The Walk Again Project*”), o qual possui o objetivo de “desenvolver e implementar a primeira ICM capaz de restaurar a mobilidade corporal completa em pacientes vítimas de graus severos de paralisia” [30]. O projeto *The Walk Again* é uma parceria entre instituições dos EUA, Suíça, Alemanha e Brasil liderado pelo neurocientista Miguel Nicolelis e sua equipe de pesquisa do IINN-ELS (Instituto Internacional de Neurociências em Natal Edmond e Lily Safra) e do Centro Universitário de Neuroengenharia de Duke (DUCN). No DUCN, foram desenvolvidos sistemas pioneiros de ICM que executam diversas funções motoras como alcançar e agarrar objetos, locomoção bípede, entre outros. Os pesquisadores de DUCN também foram os primeiros a incorporar a sensação somática artificial em ICM [21].

O exoesqueleto em desenvolvimento neste projeto baseia-se em comandos extraídos da atividade cerebral para o controle de dispositivos espalhados pelas articulações da veste robótica. Os sinais neurais interagirão com o esqueleto robótico imitando as funções da medula espinhal humana. A interação entre os sinais cerebrais e robóticos permitirá que o paciente desloque-se voluntariamente, ajustando-se a velocidade e ao terreno no qual caminha [30]. Esta ferramenta tem o potencial de permitir aos portadores de paralisia muscular realizar a maioria de suas atividades, o que gera melhorias em sua qualidade de vida, permitindo-lhes maior independência [13].

Apesar do sucesso destas aplicações, algumas questões limitam o desenvolvimento das neuropróteses, tais como: *(i)* compatibilidade com os tecidos do usuário [21]; *(ii)* aprimoramento dos algoritmos de decodificação do sinal cerebral [8], [50], uma vez que os dados apresentam bastante ruído, o que representa uma dificuldade para as abordagens computacionais, sendo a combinação de técnicas empregadas para melhorar a codificação do sinal; *(iii)* e a habilidade da prótese em controlar movimentos com múltiplas requisições, como o caminhar bípede e a postura ereta e o sentido de posição, uma vez que são muitas as variáveis envolvidas nestes movimentos [21].

Até o momento, a ICM de movimentação de braços envolveu somente um único atuador. Isto se deve ao fato de que o processo para dois atuadores desencadeia diferentes subconjuntos quando comparada ao movimento de um único atuador. Além disso, é importante que seja incorporado o sentido de posição, uma vez que a neuroprótese deve ser percebida como uma extensão natural do corpo do usuário. A complexidade do processamento espacial pelo cérebro torna difícil a criação do sentido de posição. Apesar do conhecimento teórico sobre a implementação do sentido de posição ser conhecido [21], sua aplicação torna-se problemática. Há numerosas incertezas na escolha da transformação a partir da estimulação de padrões dos ângulos

das articulações, devido à complexidade do processamento cortical da informação de percepção [21].

Além da movimentação, a ICM propõe também a experimentação de sensações de tato. Foi possível estabelecer uma comunicação bidirecional entre o cérebro de dois macacos e um computador a fim de explorar objetos virtuais na tela do computador. Os animais comandaram uma mão digital em uma tela com três imagens, e quando tocadas, duas dessas imagens enviavam sensações táteis de volta para o cérebro dos macacos. Os resultados desta experiência trazem a possibilidade de adicionar a capacidade de perceber temperaturas, sentir o terreno o qual se está pisando, tornando esta interação com o ambiente externo o mais próxima do real, mesmo com o uso de próteses [30].

Na área da acessibilidade, há a implantação de ICM para adaptar cadeiras de rodas aos comandos de sinais extraídos a partir dos músculos, do piscar dos olhos, dos movimentos do globo ocular ou da utilização de imagens obtidas por uma câmera. Essa interface utiliza o registro da atividade elétrica cerebral do usuário, uma vez que o indivíduo preserva sua capacidade cognitiva intacta, embora não tenha a capacidade de converter estes comandos em movimentos [8], [18] e [37].

Além destas aplicações na área de mobilidade, a ICM apresenta potencial para a inserção dos usuários em sistemas virtuais, promovendo um meio de comunicação direta com o monitor, mouse ou teclado sem atividade muscular. Um exemplo do uso comercial da ICM são os dispositivos EPOC – Emotiv® [12] e o Neurosky MindWave [31]. Estas ferramentas utilizam sinais de EEG não-invasivo para captar as ondas cerebrais e interagir com os recursos de hardware e software, computadores ou dispositivos móveis (celulares e *tablets*)[46].

Considerando as perspectivas de utilização na área da comunicação pessoal, Guenther e Brumberg (2011) apresentaram um dispositivo para permitir a fala a partir de um sintetizador de voz. Os autores realizaram duas abordagens: uma invasiva em usuários com dificuldades na comunicação oral, e outra não-invasiva, em usuários sem problema de comunicação oral. Na primeira abordagem, foi implantado um eletrodo intracraniano em uma região de fala de um usuário com síndrome *locked-in*. Nestas condições, os movimentos do corpo inteiro do paciente são paralisados, com exceção dos olhos, mas as faculdades mentais se mantêm perfeitas. Os sinais neurais registrados pelo implante nestes usuários transmitiram os sinais para o sintetizador (sem a utilização de fios), permitindo-lhes a produção do som de vogais. Na segunda abordagem, os usuários (sem nenhuma incapacidade oral) também foram capazes de utilizar o sintetizador de voz apenas com movimentos imaginados e detectados pela eletroencefalografia [17].

Outra abordagem dedicada à comunicação é o protótipo de ICM para composição de mensagem escritas proposto por Arboleda et al. (2009). Este método não-invasivo permite que mensagens escritas sejam redigidas utilizando uma matriz de estimulação visual com as letras do alfabeto e outros símbolos associados. Além desta aplicação, também é descrita uma abordagem não-invasiva de ICM para a comunicação binária (sim ou não) por meio do uso do condicionamento de semântica clássica [33]. Os resultados apresentados nos trabalhos acima descritos são promissores, sendo que seu aprimoramento pode ser conseguido a partir da melhor compreensão das representações neurais da fala [17].

Outros projetos em fase de desenvolvimento relacionam-se à aplicação das ICMs em aparelhos celulares. Esta aplicação permitirá aos usuários localizarem um número na agenda e efetuarem chamadas, sendo este método eficiente para pessoas com deficiências motoras [43]. Se um telefone celular baseado em ICM provar ser possível, inúmeras outras novas aplicações podem surgir neste ramo, inclusive com o uso de tecnologias sem fio. Em comparação com as plataformas de computadores básicas ou personalizadas, o poder de mobilidade e processamento dos telefones celulares os tornarão uma ferramenta importante para a criação de ICMs portáteis que necessitem de transmissão de dados em tempo real, assim como o processamento de sinais em ambientes do mundo real [43].

O Laboratório "Autonomos Lab", da Freie Universität de Berlin possui vários projetos de ICM, dentre os quais o projeto *BrainDriver* ("Dirigindo com o cérebro"), no qual o condutor utiliza uma ICM para dirigir o veículo [41]. O principal objetivo do projeto é o desenvolvimento de um sistema de ICM baseado em EEG com uso de um computador de mão apoiado para controlar um cursor através de ondas cerebrais e outras ferramentas manuais para pessoas paraplégicas. Neste caso, o usuário utiliza uma tiara com eletrodos e as informações são enviadas a um computador de bordo instalado no automóvel [44].

TABELA I
LISTA NÃO EXAUSTIVA DE APLICAÇÕES DA ICM

Tipo de aplicação	**Função substituída ou melhorada**	**Referências**
Neuropróteses	Locomoção	[21], [26], [18], [30]
Cadeiras de rodas robóticas	Locomoção	[8], [18] e [37]
Ambientes virtuais	Comunicação	[12], [31]
Carro autônomo	Locomoção	[41]
Tratamento de perturbações mentais	Diminuição dos sintomas	[42], [38], [24], [39], [35], [36]
Sintetizador de voz	Comunicação	[17]
Composição de mensagens	Comunicação	[33], [4]
Dispositivos móveis	Comunicação	[43], [46], [12], [31]

A capacidade de *feedback* de uma ICM possibilita suas inúmeras aplicações, conforme apresentado na Tabela I. Ela pode ser utilizada para o controle seletivo sobre certas áreas do cérebro, por meio de um *neurofeedback* que possui o objetivo de induzir alterações comportamentais no cérebro do indivíduo. O *neurofeedback* fornecido por um sistema de ICM pode melhorar o desempenho cognitivo [3], habilidade da fala [32] e gestão da dor [11], assim como também têm sido utilizado no tratamento de perturbações mentais, tais como a epilepsia [42], [38], déficit de atenção [24], [39], esquizofrenia

[35], depressão [36], entre outras. Ressalta-se que a importância futura das aplicações de ICM dependerá de sua capacidade, praticidade e confiabilidade. Além disso, a aceitação destas pelos grupos de usuários avançará na medida em que estas vantagens substanciais forem além das atuais tecnologias assistivas convencionais [10].

IV. CONCLUSÃO

Uma ICM é capaz de interpretar informações neurofisiológicas a partir de um dispositivo, com objetivo de reparar ou ampliar as funções cognitivas e motoras dos indivíduos. Assim, este trabalho procurou apresentar uma leitura sucinta a respeito dos tópicos de importância sobre as ICMs, bem como suas potencialidades de uso, referenciando diversos trabalhos relacionados a esta área de pesquisa.

As pesquisas atuais buscam refinar as técnicas de implantação cirúrgica e algoritmos de análise a fim de aproveitar os sinais mais eficientes derivados diretamente do cérebro de seres humanos [15]. Além disso, seu uso exige que diversas áreas do sistema nervoso central, normalmente envolvida na produção de ações motoras, se adaptem de modo a aprimorar o controle do neurônio cortical ao invés do controle do neurônio espinhal por parte do usuário [47]. Apesar dos avanços mostrados nas últimas décadas, ainda há desafios a serem superados, desde a captação e tratamento do sinal cerebral até a incorporação das neuropróteses.

REFERÊNCIAS

[1] Aydemir, O., Ozturk, M. and T. Kayikcioglu. (2011). Performance evaluation of five classification algorithms in low-dimensional feature vectors extracted from EEG signals. *The Scientific and Technological Research Council of Turkey (TUBITAK)*, pp. 403-407.

[2] Ahmadian, P., Cagnoni, S. and L. Ascari (2013). How capable is non-invasive EEG data of predicting the next movement? A mini review. *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 7, pp. 1-7.

[3] Angelakis, E., S. Stathopoulou, J. Frymiare, D. Green, J. Lubar and J. Kounious (2007). EEG neurofeedback: A brief overview and an example of peak alpha frequency training for cognitive enhancement in the elderly. *Clinical Neuropsychology*, **21**, pp. 119-129.

[4] Arboleda, C., Arboleda, C., García, E., Posada, A., Torres R. (2009). Diseño y construcssión de um protótipo de interfaz cérebro-computador para facilitar la comunicación de personas com discapacidad motora. *Revista EIA*, No. 11, pp. 105-115.

[5] Azevedo, A. P. (2005). Estudo do sinal eletroencefalográfico (EEG) aplicado à interface cérebro computador com uma abordagem de reconhecimento de padrões. *Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica*, 110 p.

[6] Barbosa, A. F., B. C. Souza, A. Pereira e A. A. D. Medeiros (2009). Implementação de classificador de tarefas mentais baseado em EEG. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Redes Neurais / Inteligência Computacional (IX CBRN)*, Ouro Preto, MG, Brasil.

[7] Battapady, H., Lin, P., Fei, D., Huang, D. and O. Bai (2009). Single trial detection of human movement intention from SAM-Filtered MEG signals for a high performance two-dimensional BCI. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, Minnesota, USA.

[8] Benevides, A. B., M. Sarcinelli-Filho and T. F. B. Filho (2011). Design of a general brain-computer interface. *Controle & Automação*, vol. 22, No.6, pp. 638-646.

[9] Cincotti, F., D. Mattia, F. Aloise, S. Bufalari, G. Schalk, G. Oriolo, A. Cherubini, M. G. Marciani and F. Babiloni (2008). Non-invasive brain-computer interface system: towards its application as assistive technology. *Brain Research Bulletin*, **75**, pp. 796-803.

[10] Daly, J. J. and J. R. Wolpaw (2008). Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation. *Lancet Neural*, **7**, pp. 1032-1043.

[11] deCharms, R. C., F. Maeda, G. H. Glover, D. Ludlow, J. M. Pauly, D. Soneji, J. D. E. Gabrieli and S. C. Makey (2005). Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, **102**, pp. 18626-18631.

[12] EPOC Features. (2014). Access date: March, 02, 2014. Available http://emotiv.com/epoc/

[13] Fazel-Rezai, R. (2011). *Recent advances in brain-computer interface systems*. pp. 01-08, 1rd ed, InTech, India.

[14] Fetz, E.E. and D. V. Finocchio (1971). Operant conditioning of specific patterns of neural and muscular activity. *Science*, **174**(7), pp. 431-435.

[15] Friehs, G. M., V. A. Zerris, C. L. Ojakangas, M. R. Fellows and J. P. Donoghue (2004). Brain-machine and brain-computer interfaces. *Stroke: Journal of The American Heart Association*, **35** (suppl. I), pp. 2702-2705.

[16] Georgopoulos, A. P., A. B. Schwartz and R. E. Kettner (1986). Neuronal population coding of movement direction. *Science*, **233**(4771), pp. 1416-1419.

[17] Guenther, F. H. and Brumberg, J. S. (2011). Brain-Machine Interfaces for real-time speech synthesis. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Boston, Massachusetts USA, pp. 5360-5363.

[18] Halder, S., Varkuti, B., Bogdan., Kübler, A., Rosenstiel, W., Sitaram, R. and Birbaumer, N. (2013). Prediction of brain-computer interface aptitude from individual brain structure. *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 7, pp. 1-9.

[19] Horgan, J. (2004, October), The mith of mind control. *Discover*, pp. 40-46.

[20] Kennedy, P. R. and R. A. Bakay (1998). Restoration of neural output from a paralyzed patient by a direct brain connection. *Neuroreport*, **9**(8), pp. 1707-1711.

[21] Lebedev, M. A., A. J. Tate, T. L. Hanson, Z. Li, J. E. O'Doherty, J. A. Winans, P. J. Ifft, K. Z. Zhuang, N. A. Fitzsimmons, D. A. Schwarz, A. M. Fuller, J. H. An and M. A. L. Nicolelis (2011). Future developments in brain-machine interface research. *Clinics*, **66**(S1), pp. 25-32.

[22] Leuthardt, E. C., G. Schalk, Roland, J., Rouse, A., and Moran, D. W. (2009). Evolution of brain-computer interfaces: going beyond classic motor physiology. *Neurosurg Focus*, **27**(1), pp. 1-21.

[23] Li, Z., O'Doherty, J.E., Hanson, T.L., Lebedev, M.A., Henriquez, C.S. and Nicolelis, M.A.L (2009). Unscented kalman filter for Brain-Machine Interfaces. *PLos ONE*, **4**(7), pp. 1-18.

[24] Lim, C. G., Lee, T. S., Guan, C., Fung, D. S. S., Zhao, Y., Teng, S. S. W., Zhang, H. and Krishnan, K. R.R. (2012). A brain-computer interface based attention training program for treating attention deficit hyperactivity disorder. *PLoS ONE*, **7**(10) , pp. 1-8.

[25] Machado, S., M. Cunha, B. Velasques, D. Minc, V. H. Bastos, H. Budde, M. Cagy, R. Piedade e P. Ribeiro (2009). *Interface cérebro-computador: novas perspectivas para a reabilitação*. Relatório de Pesquisa, Instituto Brasileiro de Biociências Neurais (IBBN), Rio de Janeiro, RJ.

[26] Mak, J. N., Y. Arbel, J. W. Minett, L. M. McCane, B. Yuksel, D. Ryan, D. Thompson, L. Bianchi and D. Erdogmus (2011). Optimizing the P300-based brain-computer interface: current status, limitations and future directions. *Journal of Neural Engineering*, **8**, pp. 1-7.

[27] Moran, D, (2010). Evolution of brain-computer interface: Action potentials, local field potentials and electrocorticograms. *Current Opinion of Neurobiology*, **20**(6), pp. 741-745.

[28] Moran, D. W. and A. B. Schawartz (1999). Motor cortical representation of speed and direction during reaching. *Journal Neurophysiol*, **82**(5), pp. 2676-2692.

[29] Nicolas-Alonso, L. F. and J. Gomez-Gil (2012). Brain computer interfaces, a Review. *Sensors*, **12**, pp. 1211-1279.

[30] Nicolelis, M. (2011). *Muito além do nosso eu: a nova neurociência que une cérebro e máquinas e como ela pode mudar nossas vidas*. 534 p., 1rd ed. Companhia das Letras, São Paulo.

[31] NeuroSky – Body and Mind. Quantified. (2014). Access date: March, 02, 2014. Available http://store.neurosky.com/products/mindwave-1

[32] Rota, G., R. Sitaram, R. Veit, M. Erb, N. Weiskopf, G. Dogil and N. Birbaumer (2009). Self-regulation of regional cortical activity using

real-time fMRI: The right inferior frontal gyrus and linguistic processing. *Human Brain Mapping*, **30**, pp. 1605-1614.

[33] Ruf, C. A., Massari, D., Furdea, A., Matuz, T., Fioravanti, C., Heiden, L., Halder, S. and Birbaumer, N. (2013). Semantic classical conditioning and brain-computer interface control: encoding of affirmative and negative thinking. *Frontiers in Neuroscience*, vol. 7. pp. 1-13.

[34] Shanechi, M. M., Williams, Z. M., Wornell, G. W., Hu, R. C., Powers, M. and Brown, E. N. (2013). A real-time brain-machine interface combining motor target and trajectory intent using an optimal feedback control design. *PLoS ONE*, 8(4), pp. 1-15.

[35] Scheneider, F., B. Rockstroh, H. Heimann, W. Lutzenberger, R. Mattes, T. Elbert, N. Birbaumer and M. Bartels (1992a). Self-regulation of slow cortical potentials in psychiatric patients: Schizophrenia. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, **17**, pp. 277-292.

[36] Scheneider, F., H. Heimann, R. Mattes, W. Lutzenberger and N. Birbaumer (1992b). Self-regulation of slow cortical potentials in psychiatric patients: Depression. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, **17**, pp. 203-214.

[37] Silva, V. A. S. (2005). Implementação de um protótipo de uma interface para um controlador de cadeiras de rodas guiado pela direção do olhar. Projeto de implementação, Universidade Católica Dom Bosco, Campo Grande, MS, Brasil.

[38] Sterman, M. and T. Egner (2006). Foundation and practice of neurofeedback for the treatment of epilepsy. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, **31**, pp. 21-35.

[39] Strehl, U., U. Leins, G. Goth, C. Klinger, T. Hinterberger and N. Birbaumer (2006). Self-regulation of slow cortical potentials: A new treatment for children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Pediatrics*, **118**, pp. 1530-1540.

[40] Vaughan, T. M. and J. R. Wolpaw (2006). The third international meeting on brain-computer interface technology: making a difference. *IEEE Transactions Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **14**(2), pp. 126-127.

[41] Waibel, M. (2011). *BrainDriver: A mind controlled car*. New York. [On-line]. Access date: August 29, 2012. Available http://spectrum.ieee.org/automaton/robotics/robotics-software/braindriver-a-mind-controlled-car

[42] Walker, J. E. and G. P. Kozlowski (2005). Neurofeedback treatment of epilepsy. *Child & Adolescent Psychiatric Clinics of North America*, **14,** pp. 163-176.

[43] Wang, Y., W. Wang and T. Jung (2011). A cell-phone-based brain-computer interface for communication in daily life. *Journal of Neural Engineering*, No. 08, pp. 01-05).

[44] Wang. S., Heinrich, S., Wang. M. and R. Rojas (2012). Shader-based sensor simulation for autonomous car testing. *15th International IEEE Conference on Intelligent Transportation Systems*. Anchorage, Alaska, USA.

[45] Wang, S., Li, D., Song, X., Wei, Y. and H. Li (2011). A feature selection method based on improved fisher's discriminant ratio for text sentiment classification. *Elsevier: Expert Systems with Applications*, **38**(2011), pp. 8696-8702.

[46] Waters, D. (2008). *Brain control headset for gamers*. San Francisco. [On-line]. Access date: May 15, 2012. Available http://news.bbc.co.uk/2/hi/technology/7254078.stm

[47] Wolpaw, J. R. (2007). Brain-computer interfaces as new brain output pathways. *The Physiological Society*, **579**(3), pp. 613-619.

[48] Wolpaw, J. R., N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller and T. M. Vaughan (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, **113**, pp. 767-791.

[49] Zander, T. O. and C. Kothe (2011). Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general. *Journal of Neural Engineering*, **8**, pp. 1-5.

[50] Zhang. Y., Zhou, G., Zhao, Q., Jin, J., Wang, X. and Cichocki, A. (2013). Spatial-temporal discriminant analysis for ERP-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, No. 2, pp. 233-243.