

ESTUDO SOBRE INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA E
INTERAÇÃO HUMANO-ROBÔ

Ernesto Pablo Lana Ulloa
BELO HORIZONTE, BRASIL.
2013

Ernesto Pablo Lana Ulloa

ESTUDO SOBRE INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA E INTERAÇÃO HUMANO-ROBÔ

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo

Co-orientador: Prof. Dr. Bruno Vilhena Adorno

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2013

*A mi madre, por el amor, cariño,
dedicación y apoyo incondicionales.*

Agradecimentos

Agradeço em primeiro lugar a Deus por todas as bênçãos que recebo e pela luz que guia a minha vida.

À minha família, que apesar da distância, sinto todo o apoio e amor que me enviam. Aos amigos aqui do Brasil, em especial a Valciene, Rodrigo (Pedrosa), Alexandre, Marcos, e Gabriel (Fernandes), pela grande ajuda e por estarem presentes em todos os momentos. Agradeço aos companheiros e amigos do NEPEB, uma grande e carinhosa família que me fez sentir em casa e ajudaram nos momentos mais difíceis do início do mestrado. Aos amigos do CORO e do PPGEE, assim como aos amigos do Equador, que sempre lembram-se de mim e enviam muita força e ânimo para continuar.

Agradeço de maneira especial aos meus orientadores, os professores Carlos Julio e Bruno pelo apoio e motivação. Agradeço não apenas pela orientação acadêmica, como também pelos conselhos que recebi e vão me ajudar ao longo da vida.

Sou muito grato ao Brasil, um país maravilhoso cheio de pessoas sinceras e de bom coração, onde tive uma das experiências mais enriquecedoras, e onde espero continuar minha formação pessoal e profissional.

Agradeço a todas as pessoas que de uma ou outra maneira fazem parte da minha vida, me completando, definindo quem sou, enchendo o meu caminho de luz e alegria, lembrando que a vida é bela desde o mais simples detalhe.

Por fim, agradeço às agências CAPES, CNPq e FAPEMIG pelo apoio financeiro que permitiu o desenvolvimento deste projeto.

Resumo

As interfaces cérebro-máquina (ICMs) são sistemas capazes de extrair informação da atividade cerebral de um usuário para o controle de dispositivos. O desenvolvimento de ICMs é um objetivo perseguido por vários centros de pesquisa no mundo, dadas as suas potenciais aplicações em tecnologia assistiva para pessoas portadoras de deficiência motora. Esta dissertação visa o desenvolvimento de uma ICM com base na intenção de realizar uma tarefa motora. A intenção de movimento é detectada no sinal de eletroencefalografia (EEG) do usuário o que pode disparar a execução de uma tarefa de assistência realizada por um robô manipulador.

A pesquisa abrange três etapas: (1) o estudo de respostas eletrofisiológicas cerebrais relacionadas com a intenção de movimento, (2) a implementação de um detector para esta intenção de movimento e (3) a definição de uma tarefa de assistência a ser executada pelo robô manipulador.

Os sinais de EEG de seis voluntários foram coletados durante uma tarefa motora de flexão e extensão do cotovelo mimetizada por um robô manipulador antropomórfico. Ao voluntário foi solicitado observar, imitar e imaginar o movimento realizado pelo robô.

Um detector de intenção de movimento baseado no teste F espectral foi implementado, comparando-se o espectro dos sinais de EEG atual com uma estimativa do espectro médio.

A tarefa de assistência definida para o robô manipulador foi a de alcançar e pegar uma garrafa localizada em posição fixa em uma mesa, servi-la a uma pessoa, e finalmente devolvê-la para a mesa. A posição da pessoa foi rastreada e acompanhada pelo robô com a ajuda de um sensor, fornecendo um controle de malha fechada no nível da interação humano-robô.

Devido à estrutura subatuada do robô manipulador, que fornece unicamente cinco graus de liberdade para uma tarefa que requer seis, um controlador hierárquico que dá prioridade à posição foi usado ao longo da tarefa. A orientação foi controlada com uma prioridade menor no espaço nulo da tarefa de posição.

Os sinais EEG mostraram uma dessincronização de energia na banda alfa relacionada à tarefa motora nas áreas central, parietal e occipital. A duração da dessincronização correspondeu à duração da tarefa motora.

Taxas de detecção entre 53 e 97 %, usando quatro realizações da tarefa, foram encontradas em cinco dos voluntários quando o movimento é executado (imitado), em três quando o movimento é imaginado e em dois quando o movimento é observado. A detecção presente quando o movimento é observado leva a questionar a forma em que a realimentação visual afetaria o funcionamento de uma ICM.

O robô manipulador provou a sua capacidade para assistir o usuário na tarefa de servir uma bebida. O robô foi capaz de interagir com a pessoa alcançando uma posição próxima de sua boca para que ela pudesse ingerir a bebida facilmente.

Os resultados obtidos mostraram que o desenvolvimento de ICMs e seu contínuo aperfeiçoamento podem levar, em um futuro próximo, a aplicações clínicas e comerciais para suporte e assistência de pessoas com deficiências motoras. Espera-se que o desenvolvimento da tecnologia na robótica traga interações mais profundas com o ser humano, visando soluções intuitivas, confortáveis, seguras e funcionais.

Abstract

Brain-machine interfaces (BMIs) are systems capable of extracting information from the brain activity of a user to allow the control of any device. The development of BMIs is a goal pursued by various research laboratories around the world given its potential applications in the assistance of individuals suffering from motor disabilities. This dissertation seeks the development of a BMI based on the intention of movement of a person. The intention of movement is detected from the user's electroencephalogram (EEG) signals that can trigger the execution of an assistance task performed by a manipulator robot.

The research consisted of three stages: (1) the study of the electrophysiological brain responses related to the intention of a movement, (2) the implementation of a detector of movement intention, and (3) the definition of an assistance task using a manipulator robot.

Electroencephalogram (EEG) signals from six volunteers were collected during the execution of a motor task consisting of a flexion and an extension movement that was mimicked by an anthropomorphic robot manipulator. The volunteer was asked to stare, replicate, and imagine the movement performed by the robot.

A detector of movement intention based on the spectral F test was implemented by comparing the instantaneous frequency spectrum of the EEG signals with a mean spectrum estimate.

The assistance task defined for the robot manipulator consisted in reaching a drink located in a fixed position on a table, serving it to a person, and finally returning it to the table. The position of the person was tracked using a sensor, providing a closed-loop control at the human-robot interaction level.

Given the underactuated structure of the robot, which provides only five degrees of freedom for a task that requires six, a hierarchical controller that gives priority to position was used along the execution of the task. Orientation was controlled with less priority in the null space of the position task.

EEG signals showed an energy desynchronization in the alpha band related to the motor task over the central, parietal, and occipital areas. The duration of the desynchronization corresponded to that of the movement.

Detection rates ranging from 53 to 97 %, when using four realizations of the task, were found in five of the volunteers when the movement was executed, in three of them when the movement was imagined, and in two of them when the movement was observed. Detection when the movement is observed rises the question of how the visual feedback may affect the performance of a working BMI.

The robot manipulator proved its capability to assist the user with the task of reaching and grasping for taking a drink. The robot was able to interact with people by getting close to their mouth and making it easy for them to take the drink.

Overall results showed that the development of BMIs and its continuous improvement may lead, in the near future, to clinical and commercial applications to support and assist individuals who suffer from motor disabilities. It is expected that the development of robotics technology will bring deeper interactions with the human being, leading to solutions that are comfortable, safe and functional.

Sumário

Agradecimentos	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Sumário	vii
Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xii
Lista de Abreviaturas	xiii
Lista de Símbolos	xv
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	4
1.2 Estrutura da dissertação	4
2 Estado da arte em interfaces cérebro-máquina	7
2.1 Arquitetura da ICM	8
2.2 Tipos de ICM	9
2.2.1 ICMs invasivas e não invasivas	9
2.2.2 A ICM não invasiva	11
2.3 Desafios e perspectivas	13
3 Princípios fisiológicos da ICM motora	16
3.1 Músculos e neurônios motores	17
3.2 Medula espinhal, cerebelo e núcleos basais	19
3.3 O córtex cerebral	21
3.4 Respostas cerebrais geradas pela replicação do movimento de um robô manipulador	23

3.5	Eletroencefalografia	24
3.6	Atividade motora no sinal de EEG	27
4	Princípios de robótica	29
4.1	Quatérnios duais	30
4.2	Representação de movimentos rígidos usando quatérnios duais	33
4.3	Convenção Denavit-Hartenberg	35
4.4	Estratégias de controle	39
5	Métodos	43
5.1	Estudo das respostas cerebrais relacionadas com uma tarefa motora	44
5.2	Sincronização e dessincronização relacionada ao evento	48
5.3	Teste F espectral para detecção da intenção de movimento	49
5.3.1	Pré-processamento do sinal de EEG	50
5.3.2	Detector de intenção de movimento	51
5.4	Resolução de uma tarefa de assistência usando um robô manipulador	53
5.4.1	Definição do ambiente de realização da tarefa	54
5.4.2	Definição da tarefa	55
6	Resultados	60
6.1	Potencial relacionado ao evento	60
6.2	Sincronização e dessincronização relacionada ao evento	61
6.3	Detecção da intenção de movimento	65
6.4	Tarefa realizada pelo robô manipulador	68
7	Discussão e trabalhos futuros	73
7.1	Identificação de características e detecção de intenção de movimento usando sinais de EEG	73
7.2	Tarefa realizada pelo robô manipulador	76
7.3	Desenvolvimento da ICM	77
	Referências Bibliográficas	80
A	SRE/DRE para cada voluntário	89
B	Robô manipulador AX18	102
B.1	Especificações do robô manipulador	102
B.1.1	Servomotor AX18	102
B.1.2	Robô manipulador AX18	104
B.2	Software do robô manipulador	105

Lista de Figuras

1.1	Esquema de ICM e organização do texto.	6
2.1	Esquema da arquitetura de uma ICM.	8
2.2	Técnicas de registro invasiva e não invasiva para ICM.	10
3.1	Estrutura geral do neurônio.	18
3.2	Estrutura geral do músculo.	18
3.3	Segmento da medula espinhal.	20
3.4	Interações entre o cerebelo, os núcleos basais e o córtex cerebral.	20
3.5	Divisão do córtex cerebral segundo as áreas de Brodmann.	22
3.6	Divisão do cérebro em lobos.	22
3.7	Distribuição de eletrodos para coleta de EEG segundo o sistema internacional 10-20.	26
3.8	PRE de um sujeito evocado por uma tarefa motora.	28
4.1	Esquema da interface com o robô manipulador dentro da arquitetura de ICM proposta.	30
4.2	Transformação homogênea de sistema de coordenadas por meio de um quatérnio dual.	34
4.3	Transformação inversa de sistema de coordenadas com respeito ao exemplo 4.1.	35
4.4	Exemplo das transformações realizadas pelos parâmetros da convenção D-H.	36
4.5	Fotografia do robô manipulador AX18.	37
4.6	Diagrama geométrico do robô manipulador AX18.	38
5.1	Esquema de ICM explicando a organização do capítulo.	43
5.2	Sequência de movimentos realizados pelo robô manipulador para o experimento.	45
5.3	Esquema da transdução e aquisição dos sinais cerebrais dentro da arquitetura de ICM proposta.	47

5.4	Esquema da extração de características e detecção da intenção de movimento dentro da arquitetura de ICM proposta.	48
5.5	Diagrama do detector de intenção de movimento usando TFE.	50
5.6	Ambiente da tarefa realizada pelo robô manipulador.	54
5.7	Sistemas de coordenadas de referência para o Kinect® e o robô manipulador.	55
5.8	Primitivas geométricas que definem a tarefa realizada pelo robô manipulador.	56
6.1	Estimativa do PRE para o voluntário S3 nas condições IM e FL.	61
6.2	Espectro das condições de movimento e não movimento.	62
6.3	Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento FL na banda alfa.	63
6.4	Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento EX na banda alfa.	63
6.5	Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento FL na banda beta.	64
6.6	Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento EX na banda beta.	64
6.7	Razão do TFE ao longo do tempo para a detecção da intenção de movimento.	66
6.8	Taxas de detecção da intenção de movimento para todos os voluntários.	67
6.9	Resultados experimentais da primeira etapa, alcançar a garrafa.	69
6.10	Trajetória gerada pelo controlador para a primeira etapa, alcançar a garrafa, da tarefa realizada pelo robô manipulador.	69
6.11	Pose final do efetuador ao alcançar a garrafa.	70
6.12	Resultados experimentais da segunda etapa, servir a bebida.	71
6.13	Resultados experimentais da terceira etapa, colocar a garrafa de volta na mesa.	72
6.14	Etapas da tarefa realizada pelo robô manipulador.	72
A.1	SRE/DRE estimada para o voluntário S1 na banda alfa.	90
A.2	SRE/DRE estimada para o voluntário S1 na banda beta.	91
A.3	SRE/DRE estimada para o voluntário S2 na banda alfa.	92
A.4	SRE/DRE estimada para o voluntário S2 na banda beta.	93
A.5	SRE/DRE estimada para o voluntário S3 na banda alfa.	94
A.6	SRE/DRE estimada para o voluntário S3 na banda beta.	95
A.7	SRE/DRE estimada para o voluntário S4 na banda alfa.	96
A.8	SRE/DRE estimada para o voluntário S4 na banda beta.	97
A.9	SRE/DRE estimada para o voluntário S5 na banda alfa.	98
A.10	SRE/DRE estimada para o voluntário S5 na banda beta.	99
A.11	SRE/DRE estimada para o voluntário S6 na banda alfa.	100
A.12	SRE/DRE estimada para o voluntário S6 na banda beta.	101

B.1	Servomotor AX18 da Robotis.	103
B.2	Diagrama de conexão entre um computador e os servomotores AX18A. . .	103
B.3	Estrutura dos pacotes da Dynamixel.	104
B.4	Disposição dos servomotores no robô manipulador AX18.	105

Lista de Tabelas

4.1	Parâmetros do modelo D-H do robô manipulador AX18.	38
5.1	Resumo das condições do estudo.	46
6.1	Valores da frequência reativa para cada um dos voluntários do estudo. . . .	65

Lista de Abreviaturas

ATP	Adenosina trifosfato
ACh	Acetilcolina
CNV	Contingente de variação negativo
COEP	Comitê de Ética em Pesquisa
DFT	Transformada discreta de Fourier
D-H	(Convenção) Denavit-Hartenberg
DRE	Dessincronização relacionada ao evento
EEG	Eletroencefalograma
EOG	Eletrooculograma
fMRI	Imagem por ressonância magnética funcional
FFT	Transformada rápida de Fourier
ICA	Análise de componentes independentes
ICM	Interface cérebro-máquina
ID	Endereço do servomotor do robô manipulador
IM	Condição experimental de imaginação de movimento
LED	Diodo emissor de luz
MV	Condição experimental de execução de movimento
NEPEB	Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica
OB	Condição experimental de observação de movimento
P300	Potencial evocado por decisão

PCA	Análise de componentes principais
PEVRP	Potencial evocado visual em regime permanente
PRE	Potencial relacionado ao evento
PRErr	Potencial relacionado ao erro
S1 - S6	Identificador de voluntário do estudo
SNC	Sistema nervoso central
SRE	Sincronização relacionada ao evento
TFE	Teste F espectral
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

Lista de Símbolos

Capítulo 4

\hat{i}	Unidade imaginária do quatérnio dual, corresponde ao eixo de coordenadas x
\hat{j}	Unidade imaginária do quatérnio dual, corresponde ao eixo de coordenadas y
\hat{k}	Unidade imaginária do quatérnio dual, corresponde ao eixo de coordenadas z
ε	Unidade dual que define a álgebra de Clifford
$d_{\mathcal{P}}$	Parte primária de um número dual
$d_{\mathcal{D}}$	Parte dual de um número dual
\mathbf{q}	Quatérnio
\mathbf{q}^*	Conjugado do quatérnio
$\ \mathbf{q}\ $	Norma do quatérnio
\underline{q}	Quatérnio dual
\underline{q}^*	Conjugado do quatérnio dual
$\ \underline{q}\ $	Norma do quatérnio dual
\mathbf{r}	Quatérnio que representa orientação
\mathbf{p}	Quatérnio que representa posição
\mathbf{n}	Quatérnio que representa um eixo de rotação unitário
\underline{x}_b^a	Quatérnio dual que representa o movimento rígido do sistema de coordenadas a ao sistema de coordenadas b (quando o sobrescrito a é omitido, o movimento refere-se ao sistema de coordenadas absoluto)
$\mathbf{J}_{\underline{x}}$	Matriz Jacobiana correspondente ao quatérnio dual \underline{x}

θ	Vetor de posições angulares das juntas de um robô manipulador
\mathbf{J}_r	Matriz Jacobiana de rotação
\mathbf{J}_p	Matriz Jacobiana de translação
\mathbf{J}^+	Pseudo-inversa da matriz \mathbf{J}
\mathbf{P}	Matriz de projeção no espaço nulo

Capítulo 5

$s_{i,j}$	Trecho i do sinal de EEG no canal j filtrado em uma banda de frequência de interesse
$m_{s,j}$	Média aritmética entre todos os trechos i do sinal de EEG $s_{i,j}$ no canal j
P_j	Variância média entre trechos (realizações) da tarefa motora
P_a	Potência estimada do sinal a
P_{b_j}	Potência média do sinal de EEG espontâneo em um intervalo onde não é esperada obter uma resposta relacionada com a tarefa sendo estudada
$\%P_{j,k}$	Porcentagem estimada de sincronização/dessincronização relacionada ao evento
$\bar{P}_{c,b}$	Potência média estimada do sinal de EEG para c canais do sinal de EEG e b bins de frequência
ρ	Fator de esquecimento do estimador recursivo da potência $\bar{P}_{c,b}$
$\hat{\phi}_{\bar{P}P}$	Razão do teste F espectral
γ	Limiar de detecção do teste F espectral
$\hat{\phi}'_{\bar{P}P}$	Razão do teste F espectral para vários trechos (realizações) da tarefa motora
γ'	Limiar de detecção do teste F espectral para a razão $\hat{\phi}'_{\bar{P}P}$

Seven social sins: politics without principles, wealth without work, pleasure without conscience, knowledge without character, commerce without morality, science without humanity, and worship without sacrifice.

Mahatma Gandhi

1

Introdução

No Brasil, segundo o Censo IBGE/2010, 45 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência. Os principais desafios que as pessoas com deficiências devem enfrentar, como indicado no Primeiro Fórum Mineiro de Inovação em Tecnologia Assistiva, de maio de 2012, são a luta pelo acesso à informação e meios de comunicação, a mobilidade, a independência, a liberdade de ação e, no caso de deficientes mentais, a auto-representação. Existem certos tipos de deficiência que não comprometem o funcionamento do sistema nervoso central (SNC) da pessoa, se limitando a miopatias (que impedem, alteram ou debilitam o movimento), paralisias, deficiências visuais, auditivas, entre outras, porém conservando a saúde neurológica no encéfalo e centros superiores do SNC (Kandel et al., 2000).

As interfaces cérebro-máquina (ICMs) são sistemas que permitem controlar dispositivos eletrônicos ou atuadores eletromecânicos por meio de comandos identificados a partir de atividade cerebral voluntária. Potenciais aplicações das ICMs para assistência prometem ser uma opção viável para garantir uma vida mais plena para pessoas portadoras de deficiências que possuem as funções cognitivas necessárias para usar uma ICM (Hochberg et al., 2012; Müller et al., 2011; Sirvent Blasco et al., 2012).

A partir de um dos primeiros trabalhos na área, do cientista norte-americano Jacques Vidal, intensa pesquisa tem sido desenvolvida em torno de ICMs. Em seu artigo de 1973, *Toward direct brain-computer communication* (Vidal, 1973), Vidal conceitualiza os princípios fisiológicos e apresenta um protótipo de ICM, baseando a sua pesquisa em três pressupostos:

1. As respostas relacionadas aos processos mentais voluntários são refletidos nos bio-sinais cerebrais e podem ser capturados por meio de eletroencefalograma (EEG).
2. Os sinais de EEG representam um conjunto de diferentes tipos de ondas de atividade básica que aparecem de forma sequencial no tempo e poderiam ser decompostos para extrair padrões de interesse.
3. O estudo de processos mentais específicos em ambientes controlados pode aumentar a confiabilidade e estabilidade dos padrões cerebrais obtidos.

Esses pressupostos têm sido confirmados e são a base da pesquisa na área até a atualidade. Vários tipos de interfaces cerebrais tem sido desenvolvidos com base em diferentes estímulos e condições cognitivas. Assim, tem-se ICMs baseadas em potenciais evocados visuais em regime permanente (PEVRP) (da Silva Pinto et al., 2011a; Braga et al., 2012; Hwang et al., 2012), imagética motora e modulação de ritmos cerebrais (Santos-Filho et al., 2009; Doud et al., 2011; Hochberg et al., 2012), P300, um potencial evocado relacionado com a tomada de decisões (Combaz et al., 2012; Sirvent Blasco et al., 2012), por mencionar as principais.

Apesar dos avanços na pesquisa em ICMs terem sido importantes, soluções baseadas neste tipo de tecnologia ainda estão longe de atingir um rendimento aceitável, principalmente devido a aspectos concernentes ao usuário. A identificação de um estado mental está sujeito à capacidade do usuário de controlar ou gerar uma resposta cerebral, assim como à capacidade da ICM de lidar com problemas relacionados com a variabilidade da atividade cerebral. A baixa taxa de detecção ou classificação de estados mentais retarda o controle do dispositivo por meio de uma ICM, o que impede um funcionamento confortável e natural, levando ao cansaço e incômodo do usuário após certo tempo de uso. Um outro problema que o desenvolvimento de ICMs enfrenta é a complexidade inerente à atividade cerebral humana (Cecotti, 2011; Wang et al., 2008).

A variabilidade entre indivíduos e a própria variabilidade do mesmo indivíduo fazem com que o uso de uma ICM dependa de um treinamento prévio para adaptar seu funcionamento ao usuário. Assim, o uso de uma ICM é considerada uma habilidade, e na medida em que o usuário se adapta ao sistema, ganha mais controle sobre ele ao conseguir aumentar a separabilidade dos padrões e diminuir a variabilidade das suas respostas cerebrais (Wolpaw et al., 2002; Aler et al., 2012). Limitações técnicas referentes às ICMs incluem as interferências na captação dos sinais cerebrais fora dos ambientes de laboratório, artefatos nos sinais gerados pelos movimentos do usuário e o tempo de preparação e montagem do sistema de registro da atividade cerebral (Cecotti, 2011).

Métodos invasivos para captar sinais diretamente do córtex cerebral são outra opção para a implementação de ICMs. Dado que o implante dos eletrodos utilizados nesses métodos requer um procedimento cirúrgico, os riscos inerentes devem ser considerados.

Ainda assim, o rendimento desse tipo de interface não é satisfatório, chegando a uma taxa de acerto em torno de 65% (Hochberg et al., 2012).

Uma alternativa recentemente proposta e que usa medições não invasivas é a ICM híbrida, que detecta padrões de várias fontes fisiológicas (por exemplo, EEG, eletromiograma, eletrocardiograma, eletroculograma – EOG), ou ainda de respostas cerebrais a vários tipos de estímulo ou condições cognitivas de forma simultânea para ter disponíveis uma maior quantidade de comandos para o controle do dispositivo. Com várias fontes de bio-sinais do usuário disponíveis é possível determinar com maior certeza o seu estado, reduzir a variabilidade nas respostas e melhorar o desempenho da interface (Pfurtscheller et al., 2010).

Em Hochberg et al. (2012) a ICM proposta usa um método de medição invasiva da atividade cerebral e aplica princípios de interação humano-robô como segurança e antropomorfia. O sistema permite ao usuário, uma pessoa tetraplégica, alcançar e ingerir uma bebida com a ajuda de um robô manipulador. O usuário deve posicionar, por meio da sua atividade cerebral, o efetador do robô para alcançar a garrafa localizada em uma mesa, o que provoca uma redução na taxa de acerto do sistema por ser uma tarefa que exige muito esforço mental.

Outro paradigma de interface cerebral, idealizado nesta dissertação, consiste em incorporar sensores do ambiente no qual a ICM funciona, permitindo ao sistema robótico resolver detalhes de baixo nível (por exemplo, posição das juntas, trajetória e velocidade), do ambiente em que a interface funciona (por exemplo, posição de objetos e o usuário), e de segurança e conforto. O usuário forneceria unicamente comandos de alto nível para comandar a ativação de tarefas específicas, com o que se espera reduzir o esforço mental e aumentar a taxa de acerto do sistema.

No caso de próteses e órteses, que permitem ao paciente recuperar as habilidades motoras perdidas ou debilitadas, os mesmos princípios de segurança e antropomorfia da interação humano-robô podem ser aplicados, porém em um ambiente de interação muito mais direto. Assim, próteses e órteses com certo nível de inteligência embarcada podem ajudar na reabilitação de pessoas que tenham perdido um membro, sofrem de uma miopatia ou de uma paralisia (Pfurtscheller et al., 2003b).

Nesta dissertação é apresentado um estudo sobre os princípios fisiológicos que uma tarefa motora em um ambiente de interação humano-robô provoca nos sinais eletrofisiológicos cerebrais captados por meio de EEG. São apresentados os resultados de um experimento no qual um robô manipulador mimetiza a execução de uma tarefa motora que consiste em ingerir uma bebida. São analisados os registros de atividade cerebral captada por meio de EEG em busca das áreas e tipo de resposta cerebral associadas com a tarefa motora.

Uma vez encontrados os padrões de respostas cerebrais associadas com a tarefa motora, um detector de intenção de movimento é implementado. A detecção de intenção de

movimento permitirá a ativação de tarefas executadas pelo sistema robótico da ICM.

São apresentados os princípios de robótica e o desenvolvimento de um sistema para a realização de uma tarefa assistida por um robô manipulador. A tarefa consiste na ingestão assistida de uma bebida. O usuário interage com o robô manipulador para a correta execução da tarefa. O sistema robótico rastreia a posição do usuário e segue as trajetórias necessárias para que a bebida seja servida.

Este trabalho representa um primeiro passo no esforço do nosso grupo de pesquisa na integração da pesquisa em interfaces cerebrais com desenvolvimentos na área da robótica. Espera-se que no futuro seja possível a implementação de uma ICM que aproveite as capacidades e desenvolvimento disponíveis na robótica para fornecer uma solução de assistência para pessoas que sofrem de deficiências motoras. Assim, espera-se que elas possam ter maior independência e melhor interação social de uma forma intuitiva, segura e confortável, melhorando sua qualidade de vida.

1.1 Objetivos

Esta dissertação objetiva (1) estudar as respostas eletrofisiológicas cerebrais relacionadas com a intenção de movimento, (2) implementar um detector para esta intenção de movimento e (3) definir uma tarefa de assistência a ser executada por um robô manipulador.

1.2 Estrutura da dissertação

Todas as etapas do desenvolvimento da ICM foram abordadas nesta dissertação. A figura 1.1 mostra um esquema de ICM e os capítulos onde as suas etapas são apresentadas.

O capítulo 2 apresenta uma perspectiva do desenvolvimento das ICMs na atualidade. São mencionados os diferentes tipos de ICMs, suas aplicabilidades, vantagens e limitações. Finalmente são apresentados os desafios para o desenvolvimento de ICMs.

No capítulo 3 são apresentados os princípios fisiológicos sobre ICMs motoras. É apresentada a forma em que sinais gerados no córtex cerebral são capturados por meio de EEG usando eletrodos colocados no couro cabeludo, e o tipo de respostas que espera-se obter do estudo de uma tarefa motora. Uma descrição dos mecanismos fisiológicos e estruturas anatômicas que originam os sinais de EEG é também apresentada.

No capítulo 4 é feita uma revisão dos princípios de robótica usados no desenvolvimento de um sistema robótico para realizar uma tarefa de assistência usando um robô manipulador. São apresentados os conceitos de representação de movimentos rígidos, modelagem e controle cinemático por meio de quatérnios duais.

No capítulo 5 os métodos e procedimento experimental referentes ao desenvolvimento da ICM são apresentados. É descrito o estudo realizado para encontrar respostas cerebrais associadas com uma tarefa motora, que consiste em um movimento de flexão e extensão

do braço, realizado em um ambiente de interação humano-robô. Os métodos para extrair características dos sinais eletrofisiológicos cerebrais e para detectar a intenção de movimento a partir desses sinais são também apresentados. É também descrita a implementação de um sistema robótico para executar uma tarefa de assistência realizada por um robô manipulador. A tarefa consiste em servir uma bebida a uma pessoa.

Os resultados obtidos das respostas eletrofisiológicas cerebrais associadas com a tarefa motora, da detecção da intenção de movimento e da realização da tarefa de assistência por meio do robô manipulador são apresentados no capítulo 6.

Finalmente, no capítulo 7 é apresentada a discussão que gerou o desenvolvimento deste projeto. São discutidas as respostas cerebrais, a detecção da intenção de movimento e as implicações no desenvolvimento de ICMs. É também discutida a realização da tarefa de assistência usando o robô manipulador. São explicados os fatores que impediram a implementação da ICM completa, relacionados com a etapa da interface com o robô manipulador. Perspectivas de desenvolvimento e sugestões de pesquisa futura são também apresentados.

No apêndice A são apresentados os resultados para cada um dos voluntários do estudo que permitiu encontrar respostas cerebrais relacionadas com uma tarefa motora.

No apêndice B são apresentadas as características técnicas e estruturais do robô manipulador AX18, assim como o software desenvolvido na plataforma Matlab[®] para o controle dos servomotores e das juntas do robô.

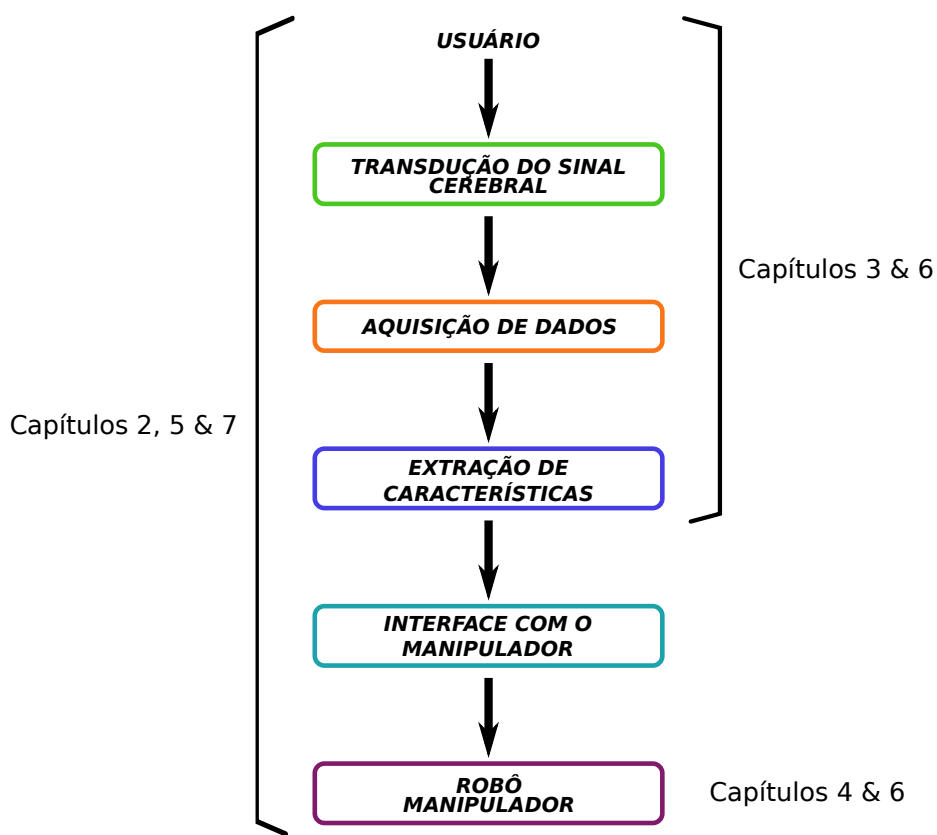


Figura 1.1: Esquema de ICM e organização do texto.

If I have seen further it is by standing on the shoulders of Giants.

Isaac Newton

2

Estado da arte em interfaces cérebro-máquina (ICMs)

Todo tipo de dispositivo eletrônico ou eletromecânico que seja comandado por meio da atividade cerebral de um usuário é considerado uma interface cérebro-máquina (ICM). Várias soluções e paradigmas têm sido propostos sendo que pode-se classificar as ICMs pelo método de registro da atividade cerebral (invasivo ou não invasivo), tipo de atividade cerebral (estímulo ou tarefa que permite o controle do dispositivo) e sua aplicação (Lebedev & Nicolelis, 2006; Fatourechí et al., 2007; Cecotti, 2011).

A pesquisa em ICMs tem fornecido uma quantidade de soluções e opções para o seu desenvolvimento nos últimos anos, principalmente a partir do início do século XXI, quando foi provada de forma prática a possibilidade de controlar dispositivos por meio da atividade cerebral de cobaias (Chapin et al., 1999; Wessberg et al., 2000). Diversos paradigmas de ICM têm sido propostos, cada um com suas características, vantagens e limitações.

As ICMs podem ser classificadas em dois grupos importantes, relacionados com o método para registrar a atividade cerebral: (1) as ICMs invasivas, que fazem uso de eletrodos colocados diretamente no córtex cerebral e que registram atividade de grupos reduzidos de neurônios ou até um único neurônio, fornecendo um registro da atividade cerebral altamente especializado (Chapin et al., 1999; Hochberg et al., 2012); e (2) as ICMs não invasivas que registram atividade cerebral por meio de EEG, com eletrodos colocados no couro cabeludo e que abrangem milhões de neurônios, conseqüentemente apresentando uma baixa especialização da atividade cerebral captada (Nuwer et al., 1998;

Doud et al., 2011; Allison et al., 2012; Hwang et al., 2012).

Este capítulo apresenta uma perspectiva no desenvolvimento de ICMs na atualidade, com foco especial nas ICMs não invasivas. Os elementos, as etapas e os tipos de ICM são também mencionados. As características, limitações, desafios e expectativas sobre o desenvolvimento de ICMs é descrito. No final do capítulo é apresentado a contribuição deste projeto na área.

2.1 Arquitetura da ICM

A figura 2.1 apresenta um esquema da arquitetura de uma ICM, como proposto por Wolpaw et al. (2002). Os elementos e as etapas que compõem uma ICM são descritas a seguir.

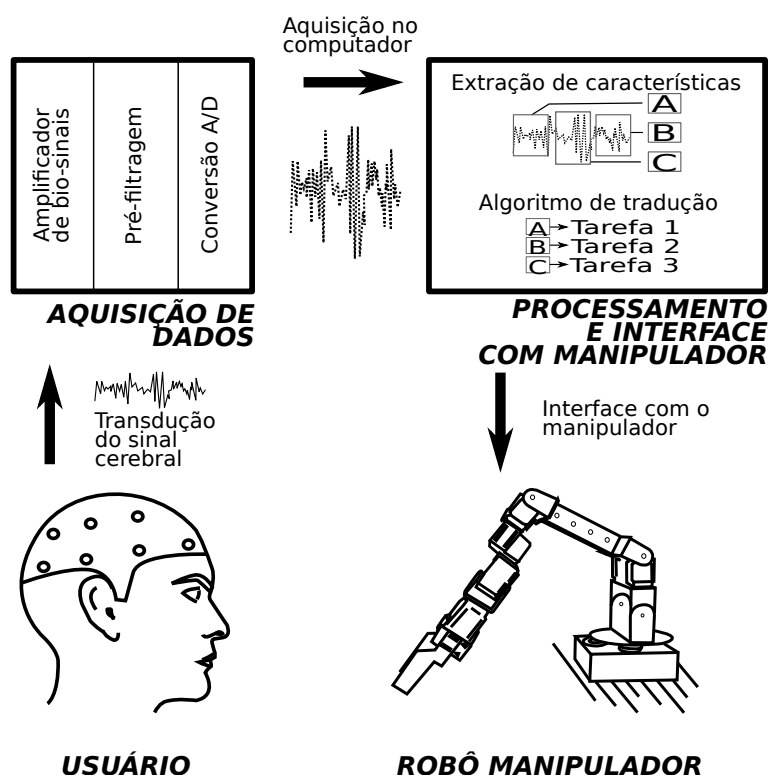


Figura 2.1: Esquema da arquitetura de uma ICM.

Aquisição do sinal. A aquisição de sinais que representam atividade cerebral do usuário da ICM pode ser feita por meio de vários métodos, tanto invasivos (eletrocorticografia) como não invasivos (por exemplo, eletroencefalografia, imagem por ressonância magnética funcional—fMRI). O objetivo desta etapa é de registrar e digitalizar a atividade cerebral do usuário disponibilizando sinais para o processamento por meio de um computador.

Exatção de características. Uma vez no computador, os sinais que representam atividade cerebral podem ser processados e analisados para extrair características re-

lacionadas com um estado mental que permitam gerar comandos para o controle do dispositivo através da ICM. Vários métodos têm sido usados para extrair características específicas de sinais cerebrais: filtros de Kalman (Wu et al., 2006; Li et al., 2009; Hochberg et al., 2012; Eras-Herrera et al., 2012), média e coerência (Santos-Filho et al., 2009; Souza, 2010; Erazo-Costa, 2012), sincronização de fase (Daly et al., 2011a), decomposição de modo empírico (Daly et al., 2011a; Trad et al., 2011), filtros espaciais (Samek et al., 2012), filtros temporais (Yeom & Sim, 2008), técnicas espectrais (Ting et al., 2008; Trad et al., 2011).

Algoritmo de tradução. Nesta etapa, as características do sinal cerebral são classificadas ou detectadas e um comando específico é enviado para a execução de uma tarefa pelo dispositivo final. Métodos lineares e não lineares têm sido usados para a classificação de características extraídas da atividade cerebral para o controle de dispositivos através de ICMs (Chapin et al., 1999; Wu et al., 2004; Bell et al., 2008; Trad et al., 2011), assim como detectores baseados em testes estatísticos (Simpson et al., 2000; Santos-Filho et al., 2009; Müller et al., 2010).

Dispositivo controlado. Pode ser a tela de um computador (Hwang et al., 2012), um robô manipulador (Hochberg et al., 2012), dispositivos de assistência (Müller et al., 2011), ou qualquer outro dispositivo que possa ser controlado (Pfurtscheller et al., 2003b; Doud et al., 2011).

2.2 Tipos de ICM

2.2.1 ICMs invasivas e não invasivas

Hochberg et al. (2012) apresentaram uma ICM que permite a uma pessoa com tetraplegia controlar um robô manipulador para alcançar e pegar objetos. O usuário testou o sistema com uma tarefa que consistia em ingerir uma bebida. A atividade cerebral foi registrada de forma invasiva por meio de um arranjo de 96 microeletrodos colocado diretamente no córtex motor primário do lado dominante¹ (figura 2.2), abrangendo a área de representação do braço no córtex cerebral. A extração de características foi feita usando um filtro de Kalman, que foi calibrado com o paciente observando uma série de movimentos executados pelo robô. O paciente foi capaz de controlar a posição do robô em um plano assim como o momento em que um objeto deve ser segurado, conseguindo realizar a tarefa assistida pelo robô. Porém o rendimento do sistema não foi aceitável ao reportar taxas de acerto de 70% para alcançar e 60% para servir a bebida.

¹O lado dominante é o lado com o qual uma pessoa executa movimentos dos seus membros com maior habilidade. O movimento de um membro é refletido na correspondente parte contralateral do cérebro.



Figura 2.2: Técnicas de registro invasiva e não invasiva para ICM. À esquerda, uma conexão de um arranjo de microeletrodos invasivos colocados diretamente no córtex cerebral do paciente (de Hochberg et al., 2012). À direita, um capacete de EEG, um método de medição da atividade eletrofisiológica do córtex cerebral refletida no couro cabeludo.

As ICMs que registram atividade cerebral por meio de técnicas invasivas é um dos paradigmas utilizados atualmente na literatura. As ICMs invasivas permitem a captação de atividade cerebral focada em grupos de neurônios especializados (por exemplo, movimento do braço) e pelo fato dos eletrodos serem colocados no córtex cerebral, os sinais são menos suscetíveis a interferências fisiológicas exógenas. Segundo alguns pesquisadores, o registro invasivo de atividade cerebral representa a opção mais viável no desenvolvimento de ICMs para assistência e reabilitação de deficientes, devido à grande quantidade e à especialização dos sinais captados (Lebedev & Nicolelis, 2006).

Um outro paradigma, as ICMs não invasivas, é também amplamente abordado e estudado na atualidade. As principais vantagens deste tipo de ICM sobre as invasivas incluem a capacidade de registrar atividade cerebral sem necessidade de um procedimento cirúrgico, assim como de explorar várias áreas ao mudar o posicionamento dos eletrodos colocados no couro cabeludo (figura 2.2). Porém, pelo fato de coletar atividade cerebral indiretamente, interferências tanto fisiológicas quanto do ambiente podem alterar o sinal. Também, o registro da atividade é menos específico devido ao fato que o eletrodo cobre uma área que pode conter milhões de neurônios subjacentes e na vizinhança, refletindo a atividade conjunta de populações de neurônios especializados em diferentes funções nos sinais registrados. Esses fatores podem diminuir a qualidade do sinal e limitar a capacidade de extração de características a partir dos sinais de EEG, o que representa um dos principais problemas no desenvolvimento de ICMs, e que estão sendo tratados por vários grupos de pesquisa (Wolpaw et al., 2002; Fatourechi et al., 2007; Amabile et al., 2008; Santos-Filho et al., 2009; Souza, 2010; Cecotti, 2011).

O estado atual no desenvolvimento de ICMs é de pesquisa e experimentação, sendo que nenhuma aplicação para assistência de pessoas com deficiências tem sido comercializada ou disponibilizada para uso clínico (Curran & Stokes, 2003; Cecotti, 2011). A ICM invasiva

de Hochberg et al. (2012), que corresponde a um dos mais recentes desenvolvimentos na área, conseguiu uma taxa conservadora de acerto (máximo de 70%) que ainda está longe de uma taxa aceitável e os testes do protótipo mostraram a dificuldade e demora que leva ao usuário para conseguir completar a tarefa.

O nosso grupo de pesquisa utiliza o EEG, uma técnica não invasiva de registro de atividade cerebral, para a pesquisa sobre ICMs. Apesar de suas limitações, o EEG permite explorar diferentes abordagens tanto de estímulos e tarefas cognitivas, como da variedade de áreas que podem ser registradas em busca de respostas relacionadas à condição sendo estudada, e sem os riscos cirúrgicos e alteração permanente no usuário que representam as ICMs invasivas.

2.2.2 A ICM não invasiva

Extensa pesquisa tem sido realizada em torno do desenvolvimento de ICMs não invasivas. Vários tipos de estímulos e tarefas cognitivas e as respostas que geram nos sinais eletrofisiológicos cerebrais têm sido estudados, todos com o objetivo de reconhecer padrões visando a identificação de condições específicas e o controle voluntário de dispositivos através de uma ICM. O EEG é a principal técnica de medição de atividade cerebral para desenvolver ICMs não invasivas, enquanto outras técnicas não invasivas como a fMRI tem ajudado a desvendar os princípios fisiológicos que permitem a identificação das condições usadas para o controle de ICMs (Nair et al., 2003; Rowe et al., 2005; Toxopeus et al., 2011; Berman et al., 2012). Nesta seção é apresentada uma classificação dos tipos de ICM não invasivas mais utilizadas.

ICMs motoras. Respostas cerebrais relacionadas com tarefas motoras, tanto de movimento, imaginação e observação, tem sido amplamente estudadas (Pineda et al., 2000; Pfurtscheller & Neuper, 2001; Liao et al., 2009; Santos-Filho et al., 2009; Souza, 2010; Jeon et al., 2011; Jerbi et al., 2011; Berman et al., 2012). Três características importantes relacionadas com essas respostas, presentes nos sinais de EEG, têm sido corroboradas por vários estudos: o potencial relacionado ao evento (PRE), a sincronização relacionada ao evento (SRE) e dessincronização relacionada ao evento (DRE).

O PRE é um potencial de baixa frequência, caracterizado por uma forma de onda que mostra picos negativos e positivos que ocorrem na preparação e execução de uma tarefa motora. O PRE tem uma amplitude que chega em torno de um décimo das centenas de microvolts que o sinal de EEG pode alcançar, o que faz com que a sua identificação dependa da relação sinal-ruído do sinal de EEG, sendo geralmente necessário estimar uma média entre várias realizações de uma mesma tarefa que devem estar sincronizadas para melhorar a qualidade da estimativa. Sendo assim, o PRE não é uma opção muito viável para ICMs, devido à sua lentidão, com uma duração de vários segundos, e baixa taxa de

detecção pela relação sinal-ruído (Pineda et al., 2000; Santos-Filho et al., 2009).

A SRE e DRE estão relacionadas com a potência dos sinais de EEG gerados pela execução de tarefas motoras. Geralmente em estado de repouso, grandes populações de neurônios apresentam atividade sincronizada refletida no sinal de EEG por meio de uma forma de onda periódica. Com a presença de atividade mental relacionada a uma tarefa, os neurônios começam a trabalhar em funções específicas, fazendo com que essa sincronização seja perdida produzindo uma DRE. Dessa forma, uma DRE pode ser identificada ao analisar a potência em uma determinada banda de frequência do sinal de EEG e achar quedas na potência relacionadas com a execução da tarefa. Por outro lado, quando a potência em uma banda de frequência do sinal de EEG aumenta, geralmente após a conclusão de uma tarefa cognitiva, tem-se uma SRE, que se deve a uma rápida ordenação da atividade dos neurônios para retornar a um estado latente ou de repouso (Kalcher & Pfurtscheller, 1995; Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999; Pfurtscheller & Neuper, 2001; Yeom & Sim, 2008; Jeon et al., 2011).

A SRE e DRE são comumente usadas para a implementação de ICMs. A sua identificação é determinada por quedas e incrementos na potência do sinal de EEG ao longo do tempo viabilizando a sua detecção em um sistema em tempo real. Outra vantagem é que a DRE pode ser modulada pelo usuário após certo tempo de treinamento, melhorando o desempenho da ICM (Doud et al., 2011; Allison et al., 2012).

ICMs visuais. Outro tipo de resposta cerebral utilizada em ICMs é a gerada por um estímulo visual. A exposição a uma luz que é ativada de forma intermitente em uma frequência definida provoca uma resposta na área occipital do córtex cerebral (área associada com a visão), refletida no sinal de EEG, na mesma frequência de estimulação e às vezes nos seus harmônicos. Essa resposta é chamada de potencial evocado visual em regime permanente (PEVRP). Assim, várias fontes de luz em diferentes frequências de estimulação podem fornecer diferentes tipos de resposta fornecendo alguns comandos para o uso de uma ICM (Müller et al., 2011; da Silva Pinto et al., 2011b,a; Allison et al., 2012; Hwang et al., 2012; Braga et al., 2012).

Interfaces cerebrais baseadas na decisão. O P300, um PRE relacionado com a tomada de decisões, é também usado em interfaces cerebrais. Este tipo de interface é geralmente usado para controlar processadores de texto. São apresentados vários itens de forma alternada em uma tela de computador, mostrando linhas e depois colunas, que contêm diferentes caracteres. Quando o usuário escolhe um caracter, um potencial que apresenta um pico em torno de 300 ms depois da sua apresentação é identificado e o sistema escreve o caracter selecionado após defini-lo pela sua posição na linha e coluna correspondente (Sirvent Blasco et al., 2012; Combaz et al., 2012).

O fato destas interfaces dependerem da escolha dentre uma lista de opções faz com que

a sua taxa de transferência de informação dependa do número de opções disponíveis. Para evitar escolhas erradas, que diminuam a eficiência deste tipo de interfaces, estão sendo estudados potenciais relacionados a erro (PRErr) que ajudariam a diminuir o número de reconhecimentos falsos, diminuindo o tempo de resposta e melhorando a usabilidade da interface (Combaz et al., 2012).

ICMs híbridas. Muitos tipos de respostas a estímulos e condições cognitivas, cada uma com vantagens e desvantagens, têm sido encontradas ao longo de pesquisas na área das ICMs. Considerando isso, Pfurtscheller et al. (2010) propuseram um esquema de interface cerebral que combina vários tipos de respostas, ou ainda outros tipos de sinais fisiológicos com pelo menos uma resposta cerebral, para assim obter um sistema cujo desempenho seja melhor do que o desempenho de cada sinal usado de forma isolada.

Por exemplo, podem ser implementadas ICMs com um repertório de várias tarefas, selecionadas por meio de um sistema baseado em PEVRP, e ativadas por meio de SRE e DRE. Dentro das tarefas, pode ser incluído também um estado para desativar a ICM, constituindo um sistema que é ativado voluntariamente quando é necessário, diminuindo o número de falsos reconhecimentos e aumentando a sua confiabilidade e segurança (Pfurtscheller et al., 2010). Existem vários outros exemplos deste tipo de interface cerebral: Allison et al. (2012) combinaram uma ICM baseada em SRE e DRE com outra baseada em PEVRP funcionando em paralelo para o controle do cursor em uma tela de um computador. Fazli et al. (2012) usaram o registro com EEG junto com registro de espectroscopia no infravermelho próximo (EIP)² para melhorar a taxa de acerto na classificação de uma tarefa de imagética motora. As possibilidades que as ICMs híbridas fornecem são inumeráveis, o que permitiria definir arquiteturas adaptáveis às necessidades particulares de cada usuário e o tipo de deficiência que possui.

2.3 Desafios e perspectivas

Um dos grandes desafios que enfrenta o desenvolvimento de ICMs não invasivas baseadas em EEG é a extração de características. A quantidade de interferências, tanto fisiológicas como ambientais, assim como a pouca seletividade das áreas registradas por meio de EEG, diminuem a qualidade e especificidade dos sinais registrados, dificultando a identificação de padrões precisos. Porém, os avanços na tecnologia computacional têm viabilizado a aplicação de métodos matemáticos que permitem uma identificação e detecção aceitável de condições para o uso de ICMs (Pfurtscheller et al., 1998; Qin & He, 2005; Trad et al., 2011; Hwang et al., 2012). Ainda assim, muita pesquisa e desenvolvimento são necessários para chegar em uma ICM para assistência de pessoas com deficiências motoras que seja confiável, segura e eficiente (Cecotti, 2011).

²A EIP é uma técnica para monitorar a oxigenação cerebral em tempo real (Owen-Reece et al., 1999)

Um outro problema das ICMs baseadas em EEG, que pode diminuir o conforto do usuário, é o tempo de montagem do sistema de registro. Por exemplo, no nosso estudo levou-se em torno de 25 minutos preparar o EEG antes de começar a registrar a atividade cerebral do voluntário. O tempo de montagem é longo devido ao tempo que leva para colocar o capacete e o gel condutivo no couro cabeludo do usuário e aos testes de impedância para conferir a correta montagem. Pensando nisso, a evolução na tecnologia de coleta de EEG é direcionada tanto no sentido de melhorar a qualidade do sinal como no de diminuir o tempo de montagem. Assim, tendências atuais em EEG são o registro por meio de eletrodos ativos³ e o uso de eletrodos secos, que possuem boa condução do sinal sem precisar de gel condutivo. O tempo de montagem deste tipo de sistemas de EEG é de poucos minutos, aumentando o conforto do usuário. O surgimento de tecnologias para registro de EEG mais robustas e de fácil uso definirão o futuro desenvolvimento das ICMs não invasivas (Cecotti, 2011).

Por outro lado, com relação à etapa do dispositivo controlado e especificamente do controle de robôs manipuladores, como no caso desta dissertação, é possível aproveitar o desenvolvimento que a robótica tem experimentado nos últimos anos. Novas técnicas de controle e avanços na inteligência artificial têm marcado uma era na qual os robôs conseguem interagir em ambientes reais coabitados por seres humanos. Assim, se o estado atual de desenvolvimento em ICMs é combinado com as possibilidades que a robótica fornece, poderiam-se atingir sistemas de assistência baseados na interação entre pessoas e robôs (Tsagarakis & Caldwell, 2003; Bell et al., 2008; Tomari et al., 2012; Leclercq et al., 2013).

Várias contribuições no desenvolvimento de ICMs são apresentadas neste trabalho, sempre visando contornar os problemas atuais e com o objetivo de fornecer um sistema robusto de assistência para pessoas que sofrem de deficiência motora.

O estudo realizado para desvendar respostas fisiológicas forneceu resultados inéditos, já que o formato do estudo inclui um ambiente em que o voluntário recebe um estímulo visuomotor do robô manipulador para a execução de uma tarefa motora. Assim, obtiveram-se respostas mais intensas e espalhadas em diferentes áreas do registro de EEG se comparadas com as obtidas em estudos onde o estímulo para a tarefa é puramente visual (por exemplo, Santos-Filho et al., 2009).

Um novo paradigma para o desenvolvimento de ICMs é proposto. A ideia de ICM proposta consiste em um sistema que garanta o maior conforto e menor esforço para o usuário. Para consegui-lo, é proposta uma arquitetura onde as tarefas da ICM sejam resolvidas em sua totalidade por um sistema robótico. O ambiente de trabalho da ICM é monitorado por sensores que permitem a detecção e estimação da posição dos obje-

³Os eletrodos ativos possuem as etapas de amplificação e pré-filtrado analógico no local do eletrodo, prevenindo interferência e atenuação. Sistemas de EEG baseados em eletrodos ativos incluem as etapas de digitalização e transmissão sem fio do sinal no mesmo capacete, fornecendo maior conforto e mobilidade.

tos, o usuário e o robô assistente, visando permitir a interação entre eles e fornecer a realimentação necessária para o sucesso na execução das tarefas.

É importante ressaltar que a transdisciplinaridade foi o foco deste projeto. O desenvolvimento conjunto de uma ICM que detecte intenção motora a partir da atividade cerebral de um usuário para indicar a um robô manipulador o início da execução de uma tarefa predefinida é o alvo da abordagem. A constante adaptação dos avanços nas duas áreas, neurociências e robótica, permitirá o desenvolvimento de um sistema de ICM que funcione em sinergia, aumentando sua funcionalidade, utilidade e aproveitando a melhor tecnologia disponível.

To move things is all that mankind can do, for such the sole executant is muscle, whether in whispering a syllable or in felling a forest.

Charles Sherrington

3

Princípios fisiológicos da ICM motora

O desenvolvimento de ICMs que atinjam uma funcionalidade adequada depende, dentre outros aspectos, da sua capacidade de se adaptar a diferentes usuários e ambientes. É por isso que estimar e caracterizar os padrões e tendências presentes em diversas condições se faz necessário como passo prévio ao seu desenvolvimento.

Este capítulo trata sobre os princípios fisiológicos das ICMs motoras, foco desta dissertação. O estudo dos princípios fisiológicos permite estabelecer as áreas e tipos de resposta que se espera obter, assim como entender a forma em que uma tarefa motora realizada por uma pessoa provoca atividade relacionada no seu córtex cerebral.

É abordada a estrutura do sistema motor humano, sua organização desde os níveis mais elementares de controle muscular pelos neurônios motores até aspectos relacionados com comportamentos motores complexos. É apresentada também a eletroencefalografia, uma técnica para medir atividade elétrica do córtex cerebral propagada até o couro cabeludo e captada por meio de eletrodos.

O sistema motor abrange o conjunto de estruturas anatômicas e interações fisiológicas que permitem a execução de movimentos (Kandel et al., 2000). Nos humanos, assim como em outros seres vivos, o sistema motor tem uma organização hierárquica. Os músculos encarregados de produzir o movimento encontram-se em um dos extremos desta hierarquia. No outro extremo, encontra-se o cérebro e no topo da hierarquia o córtex cerebral, onde são integradas informações sensoriais e memória para produzir a grande variedade de comportamentos motores que o homem é capaz de realizar (Kandel et al., 2000; Pascual-Leone et al., 2005; Kandel, 2007).

Entre os dois extremos do sistema motor, músculos e córtex cerebral, encontra-se um sistema de suporte e funcionalidade progressivamente mais complexo e especializado. Após os músculos, circuitos motores na medula espinhal ligam vários tipos de neurônios.

Os tipos de neurônios que compõem circuitos na medula espinhal podem ser: neurônios motores que ativam os músculos ao provocar uma contração; neurônios sensoriais de temperatura, tato e nocicepção (sensação de dor); neurônios de propriocepção que são sensores do estado dos músculos (por exemplo, contração muscular, força aplicada sobre uma articulação); interneurônios que fazem interligações entre diferentes tipos de neurônios; e neurônios que vêm de centros superiores do sistema nervoso central (SNC)¹ com funções mais complexas. Em geral, os circuitos da medula espinhal estão encarregados de produzir movimentos reflexos, mas esses reflexos também podem ser regulados para gerar padrões de movimentos voluntários.

Subindo na hierarquia, o cerebelo, núcleos basais e outras estruturas localizadas no tálamo permitem a coordenação, modulação, percepção e aprendizado de comportamentos motores (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006). A seguir é apresentada uma descrição do sistema motor do ser humano de uma forma simplificada para entender de maneira geral os seus princípios de funcionamento.

3.1 Músculos e neurônios motores

Os neurônios, unidade estrutural e funcional do sistema nervoso, são os responsáveis por transmitir e processar informação que vai para o SNC (aferências) e informação gerada no SNC que vai para a periferia (eferências). O neurônio, apresentado na figura 3.1, pode ser considerado como um sistema de entrada/saída. O neurônio recebe informação sensorial ou de outros neurônios através dos dendritos (entradas), processa essa informação e a informação resultante é transmitida pelo axônio (saída) até os terminais sinápticos, que podem se ligar a outros neurônios, fibras musculares, ou capilares. Para a geração de movimento existem neurônios especializados, chamados de neurônios motores, cujos terminais sinápticos se ligam às fibras musculares para converter sinais elétricos em força mecânica (Kandel et al., 2000).

Cada um dos mais de 600 músculos esqueléticos (músculos ligados aos ossos) do corpo humano estão constituídos por fibras musculares arranjadas de forma paralela. Cada fibra muscular é composta por milhares de miofibrilas, e cada uma delas contém uma série de sarcômeros (a unidade fundamental de contração muscular), como apresentado na figura 3.2.

O sarcômero é constituído por filamentos finos, compostos principalmente de actina, e filamentos grossos, compostos principalmente de miosina (figura 3.2). A contração

¹O SNC compreende o encéfalo, o cerebelo, o tronco encefálico e a medula espinhal (Kandel et al., 2000).

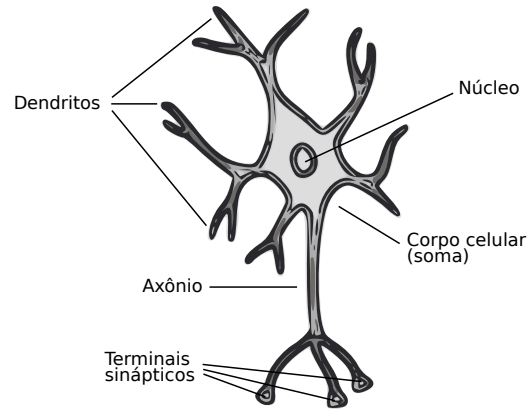


Figura 3.1: Estrutura geral do neurônio. Modificado de Kandel et al. (2000).

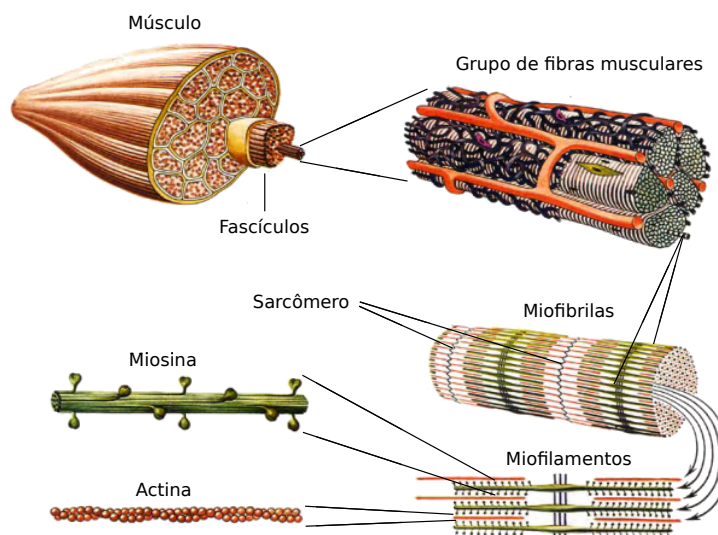


Figura 3.2: Estrutura geral do músculo. Modificado de Binder et al. (2009).

muscular, que produz movimento e força, acontece quando as cabeças de miosina dos filamentos grossos se unem à actina dos filamentos finos. Essa união acontece quando o cálcio (Ca^{2+}) liga-se à troponina e faz com que tropomiosina (uma proteína no filamento fino) se desloque, deixando exposta a actina para permitir a união com as cabeças de miosina. O deslocamento progressivo da tropomiosina faz com que as cabeças de miosina se liguem a diferentes locais no filamento fino, provocando um deslizamento longitudinal e conseqüentemente a contração muscular, que produz movimento.

O cálcio se ligando à troponina é o ponto em que o sinal químico é transformado em força mecânica, ou seja, o ponto no qual o sinal elétrico do sistema nervoso é convertido em movimento.

A liberação de Ca^{2+} no sarcômero é mediada por um processo que começa com potenciais de ação² enviados pelo neurônio motor até chegar ao músculo. Esses potenciais de ação produzem a liberação do neurotransmissor³ acetilcolina (ACh) na junção do neurônio motor com o músculo (junção neuromuscular). A ACh produz uma subsequente liberação de Ca^{2+} no interior das fibras musculares e a conseqüente contração muscular, por meio do processo descrito anteriormente. A frequência de potenciais de ação do neurônio motor definem a força e extensão da contração.

A energia necessária para realizar o processo de contração muscular depende da presença de adenosina trifosfato (ATP, a fonte de energia do músculo), que permite às cabeças de miosina se desligar da actina para continuar se ligando em outros locais (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006).

Cada neurônio motor pode inervar desde poucas até milhares de fibras musculares, conformando a chamada unidade motora. Os neurônios motores se conectam com neurônios sensoriais ou com interneurônios, formando circuitos e redes de neurônios, para gerar desde reflexos simples até comportamentos motores complexos que envolvem vários músculos trabalhando em sinergia (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006). Esses circuitos se encontram na medula espinhal e são tema da próxima seção.

3.2 Medula espinhal, cerebelo e núcleos basais

Subindo na hierarquia do sistema motor que culmina no especializado e complexo córtex cerebral, encontra-se a medula espinhal (figura 3.3), no interior da coluna vertebral. A medula espinhal está constituída por uma substância cinzenta composta por neurônios sensoriais, neurônios motores, e interneurônios, e uma substância branca composta principalmente por fibras mielínicas (correspondentes aos axônios dos neurônios). Uma complexa rede de circuitos neurais que conectam os três tipos de neurônios (neurônios motores,

²O potencial de ação é a unidade de comunicação neuronal, que consiste em pulsos elétricos discretos, tudo ou nada, que viajam através do neurônio (Kandel et al., 2000)

³Neurotransmissor é um agente químico de comunicação entre neurônios que pode provocar uma grande variedade de respostas (Kandel et al., 2000)

sensoriais, e interneurônios), localizam-se ao longo da medula espinhal. Esses circuitos definem desde reflexos simples (a conexão direta entre um neurônio sensorial e um motor) até conexões com os centros superiores do cérebro, como o córtex cerebral, que permitem a execução de comportamentos motores sofisticados (Machado, 2004; Bear et al., 2006).

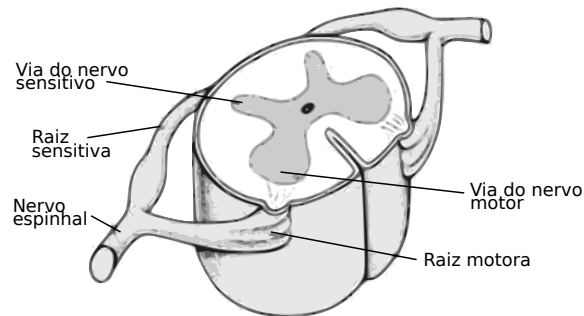


Figura 3.3: Segmento da medula espinhal. Modificado de Kandel et al. (2000)

No alto da hierarquia do sistema motor, encontram-se duas estruturas que têm grande influência na geração de comportamentos motores: o cerebelo e os núcleos basais. A figura 3.4 apresenta um esquema das conexões entre o cerebelo, os núcleos basais e o córtex cerebral. O cerebelo é geralmente associado com a coordenação de comportamentos motores complexos, enquanto que os núcleos basais estão relacionados com a iniciação do movimento voluntário (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006). Laços de realimentação entre o córtex e ambos o cerebelo e os núcleos basais indicam uma possível associação dessas duas estruturas com o controle e aprendizado motor, assim como do aprendizado de tarefas cognitivas não motoras (Doya, 1999, 2000; Middleton & Strick, 2000).

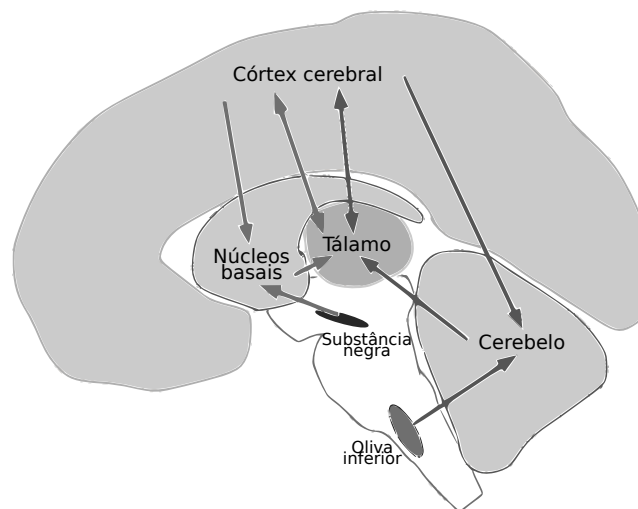


Figura 3.4: Interações entre o cerebelo, os núcleos basais e o córtex cerebral. Modificado de Doya (1999).

O cerebelo recebe informações sensoriais do corpo todo e envia informação através do tálamo ao córtex cerebral. A informação que vai do cerebelo ao córtex, permite avaliar erros entre o movimento pretendido e o executado, permitindo controlar o movimento,

melhorar o desempenho em futuras execuções, e aprender novos comportamentos motores (Doya, 1999).

Os núcleos basais ligam-se também ao córtex cerebral através do tálamo, e recebem informação do próprio córtex. Os núcleos basais são caracterizados por sua ação inibitória, e acredita-se que modulam a execução de tarefas motoras ao “liberar” o córtex motor para agir e comandar a execução de um comportamento motor (Doya, 1999; Kandel et al., 2000). O córtex motor corresponde à estrutura mais complexa e especializada do SNC, sendo conseqüentemente uma parte importante envolvida no raciocínio do ser humano (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006; Kandel, 2007). O córtex cerebral é apresentado na próxima seção.

3.3 O córtex cerebral

O córtex cerebral corresponde à camada mais externa do encéfalo humano (figura 3.5) e contém uma alta densidade de neurônios (na ordem de 10^{11}), sendo a parte do cérebro que resolve os aspectos mais complexos da cognição humana, incluindo os comportamentos motores. Apesar do córtex trabalhar de forma integrada, pode ser dividido de acordo a regiões especializadas em tarefas específicas. Essa especialização, chamada de segregação funcional do córtex, foi achada devido a experimentos usando estímulos aferentes (em direção do SNC) ou eferentes (que partem do SNC) aplicados em diferentes regiões do córtex, que reportaram as áreas mais responsivas a esses estímulos. Relacionar doenças específicas com áreas disfuncionais no córtex também tem ajudado na determinação da segregação funcional (Kandel et al., 2000; Machado, 2004; Sanchez & Principe, 2007). Na figura 3.5 apresenta-se uma divisão do córtex, chamada de divisão por áreas de Brodmann, que indicam áreas do córtex com citoarquitetura diferente. As áreas de Brodmann são amplamente usadas como referência para indicar funções e se referir às diferentes regiões do córtex.

Uma tarefa motora, seja executada, observada ou imaginada (Pineda et al., 2000), gera padrões de atividade espalhada por grande parte do córtex, com foco especial nas regiões central, pré-frontal e parietal (figura 3.6). O córtex motor primário (área de Brodmann 4) resolve os aspectos mais básicos do movimento (por exemplo, direção e velocidade) e é a área do córtex que comanda a execução do movimento voluntário. O córtex motor primário está ligado diretamente com a medula espinhal, formando a via mais longa de conexão neuromuscular, chamada de trato corticoespinhal, que vai desde o córtex e chega na fibra muscular, o que permite a execução de movimentos comandados diretamente pelo córtex cerebral (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006; Hochberg et al., 2012).

O córtex motor primário possui uma distribuição somatotópica, ou seja, diferentes partes do corpo se projetam em locais específicos dessa área. Vários locais do córtex motor primário projetam-se ao mesmo alvo no corpo, sendo assim, a distribuição somatotópica

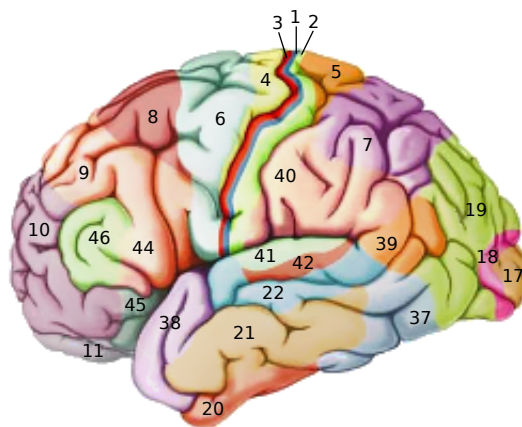


Figura 3.5: Divisão do córtex cerebral segundo as áreas de Brodmann. Imagem modificada da Internet, link: http://thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/outil_jaune05.html. Acesso em 13/09/2012.

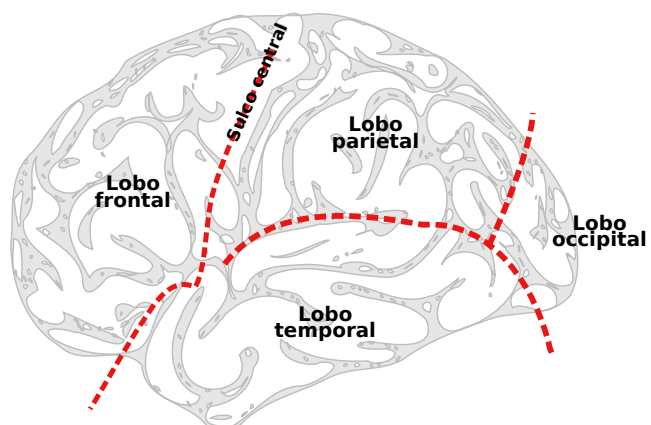


Figura 3.6: Divisão do cérebro em lobos.

dessa área não é um arranjo ordenado senão um “mosaico”, que presumidamente, ajuda na construção de comportamentos motores complexos (Kandel et al., 2000).

As sensações também possuem uma distribuição somatotópica parecida com a distribuição encontrada na área motora, e estão localizadas nas áreas de Brodmann 1, 2 e 3 que compõem o córtex somatossensorial primário. Por ser em duas áreas adjacentes, o córtex motor primário recebe informação diretamente do córtex somatossensorial primário, possivelmente para melhorar o tempo de resposta para gerar um ato motor (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006; Toxopeus et al., 2011).

Outras regiões do córtex fortemente associadas com o movimento são as regiões pré-frontal e parietal. A área motora suplementar e área pré-motora (localizadas na área 6 de Brodmann) são consideradas como áreas de associação e preparação de movimento. A estimulação elétrica destas áreas provoca comportamentos motores complexos. Ainda mais, a estimulação da área motora suplementar (parte superior da área 6 de Brodmann) provoca movimentos bilaterais coordenados, que emulam a realização de um movimento funcional (i.e., um movimento que tem por objetivo conseguir a realização de uma tarefa específica). Isto sugere a possibilidade de que essas áreas relacionam-se com aspectos motores e cognitivos do mais alto nível de complexidade. As áreas pré-motoras apresentam atividade relacionada com a preparação do movimento, fato que foi testado experimentalmente, confirmando a presença de uma resposta eletrofisiológica nessa área nos instantes prévios à execução de um movimento (Kalcher & Pfurtscheller, 1995; Pfurtscheller et al., 1996; Santos-Filho et al., 2009). A resposta relacionada com a preparação do movimento é também refletida, porém com menor intensidade, no córtex motor primário (Kandel et al., 2000; Wessberg et al., 2000; Machado, 2004; Hatsopoulos et al., 2004).

A área motora pré-frontal e a área parietal ajudam na integração de informações sensoriais para a geração de comportamentos motores. As áreas 5 e 7 de Brodmann estão envolvidas na atenção, integração sensorial múltipla e planejamento motor (Behrmann et al., 2004). A área 46 de Brodmann projeta-se na parte ventral (i.e., a parte mais interna) da área pré-motora e ajuda na memória de trabalho para o planejamento motor. Acredita-se também que laços fechados de conexão dentro das áreas pré-motoras ajudam na memória de trabalho, o que permite a realização sequencial e coordenada de uma tarefa (Kandel et al., 2000; Rowe et al., 2005; Honey et al., 2007).

3.4 Respostas cerebrais geradas pela replicação do movimento de um robô manipulador

Com base nos princípios fisiológicos descritos nas seções anteriores, esta seção visa explicar os processos fisiológicos que acontecem quando um indivíduo replica uma tarefa motora realizada e dirigida por um robô. Espera-se que tanto a observação como a imaginação do

movimento gerem padrões de respostas similares com as respostas geradas pela execução do movimento (Pineda et al., 2000; Pfurtscheller & Neuper, 2001).

Quando um indivíduo observa a execução do movimento do robô, a informação do movimento é captada visualmente pela sua retina, onde é codificado em informação neural (i.e., impulsos elétricos de frequência e localização específicas) que viaja até o córtex visual localizado no lobo occipital do cérebro (figura 3.6). A atenção do indivíduo está focada no início, tipo, extensão e outros parâmetros do movimento, pelo qual a área parietal do seu córtex pode apresentar mais atividade que o normal, com vistas a poder replicar o movimento do robô. A área parietal permite a integração de informações visuais e memória para gerar os comandos motores adequados de acordo com a tarefa (Behrmann et al., 2004).

Quando o movimento do robô começa, o indivíduo deve preparar e executar o movimento. Assim, as áreas pré-frontais e centrais do córtex apresentam uma resposta associada com a execução do movimento (Kandel et al., 2000). O córtex motor primário, após liberação pelos núcleos basais para executar o movimento, envia comandos de ativação do movimento à medula espinhal por meio do trato corticoespinhal. Os circuitos da medula espinhal, que incluem os neurônios motores, são ativados para realizar o movimento. Os neurônios motores começam enviar sequências de potenciais de ação que chegam na junção neuromuscular e o processo termina com a contração dos músculos ligados ao cotovelo. A sequência de contrações musculares fazem com que os ossos ligados aos músculos girem em torno da articulação, tornando possível a flexão do cotovelo, acompanhando sempre o movimento do robô. De forma paralela, o cerebelo controla a correta execução do movimento e ajuda no aprendizado da tarefa, o que poderia provocar uma diminuição da atividade relacionada com a tarefa no córtex para futuras repetições da mesma tarefa motora (Kandel et al., 2000; Bear et al., 2006).

O processo fisiológico descrito acima é uma simplificação exagerada do processo neuronal que permite a execução de uma tarefa motora, mas ajuda como guia para conhecer a forma com que a atividade no córtex cerebral está relacionada com a execução do movimento do braço na realização da tarefa estudada neste projeto. As medições realizadas no estudo corresponderam ao movimento do robô e do indivíduo e à atividade cerebral captada por meio de EEG, pelo qual interconexões entre diferentes estruturas e laços de controle local nos diferentes níveis de hierarquia do sistema motor foram omitidos da descrição apresentada.

3.5 Eletroencefalografia

A eletroencefalografia é uma técnica de medição da atividade elétrica do córtex cerebral propagada até o couro cabeludo por meio do uso de eletrodos. No eletroencefalograma (EEG) é captada a atividade cerebral propagada ao couro cabeludo de grandes populações

de neurônios no córtex, cujos dendritos (ramificações do neurônio) se projetam perpendicularmente à sua superfície. Essa atividade (corrente iônica gerada nas sinapses, os locais de união e interação entre neurônios) é propagada através do líquido cefalorraquidiano, o osso e a pele até chegar na superfície onde é captada pelos eletrodos.

Para melhorar o contato entre a pele e o eletrodo, geralmente é usado um gel ou pasta condutiva que uniformiza e acopla a impedância na interface pele-eletrodo, além de permitir a transdução da corrente iônica, na superfície da pele, para corrente elétrica conduzida pelo eletrodo. Por causa da atenuação provocada pelas estruturas que deve passar (osso, tecido e fluidos), o sinal de EEG tem uma amplitude que só alcança algumas centenas de microvolts, em torno de dez vezes menor à amplitude que pode ser captada diretamente no córtex, pelo qual o sinal captado por meio dos eletrodos deve ser amplificado e filtrado antes de ser registrado por um equipamento digital (Nuwer et al., 1998; Gulrajani, 1998; Allison, 2003; Chapman et al., 2006).

Já no eletrodo, a corrente elétrica é conduzida ao equipamento de amplificação, que é também encarregado de isolar eletricamente o voluntário do equipamento, amplificar centenas de vezes o sinal, filtrar as frequências baixas (especialmente a componente contínua presente pela polarização do eletrodo), amplificar novamente milhares de vezes e filtrar as componentes de alta frequência⁴, adequando o sinal para a digitalização.

Após passar a filtragem analógica, o sinal de EEG dos eletrodos é finalmente digitalizado. Para manter uma boa resolução na amplitude do EEG é recomendável que a digitalização seja feita com um conversor de no mínimo 16 bits e para registrar os diferentes ritmos cerebrais deve-se usar uma frequência de amostragem adequada para a frequência do EEG não maior que 1 kHz (a frequência de amostragem neste projeto foi de 600 Hz) para estudos de respostas cognitivas (Nuwer et al., 1998; Allison, 2003).

O espalhamento da atividade do córtex através do líquido cefalorraquidiano, osso e tecido provoca também uma perda da especificidade das medições de EEG por uma sobreposição de atividade de várias áreas adjacentes sobre o sinal captado por um eletrodo. Assim, o sinal de cada eletrodo de EEG reflete atividade de uma região maior do que ele cobre e não somente a atividade da população de neurônios exatamente subjacente a ele. Apesar dessas limitações, o EEG é uma opção viável para registro de atividade cerebral por seu baixo custo, se comparado com outros métodos de medição de atividade cerebral, sua usabilidade, possibilidade de utilização em aplicações em tempo real, alta resolução temporal, e principalmente pelo fato de ser um método não invasivo (Allison, 2003; Chapman et al., 2006).

Como foi visto na seção 3.3, várias áreas do córtex cerebral são mais responsivas do que outras a estímulos ou tarefas específicas. Assim, é desejável que um registro de EEG capte atividade de várias áreas no couro cabeludo para explorar da melhor maneira possível as

⁴A frequência de EEG para estudos de respostas motoras chega até 40 Hz (Kalcher & Pfurtscheller, 1995; Bell et al., 2008; Jeon et al., 2011).

respostas geradas e áreas associadas. O sistema internacional 10-20 de posicionamento de eletrodos para EEG é uma das opções para captação de EEG e o padrão usado neste projeto. O sistema 10-20 permite abranger quase todas as áreas com significado eletrofisiológico cerebral com poucos eletrodos. A figura 3.7 mostra a disposição de eletrodos para EEG segundo o sistema internacional 10-20. Os eletrodos no hemisfério esquerdo são identificados com números ímpares, os do hemisfério direito com números pares, e os centrais com a letra z (de zero para indicar posição sobre a linha média). As primeiras letras dos eletrodos têm relação com as regiões da cabeça nas quais os eletrodos estão colocados em relação aos lóbulos cerebrais correspondentes. Assim, F indica a região frontal, C a região central, T a região temporal, P a região parietal e O a região occipital (Nuwer et al., 1998; Chapman et al., 2006).

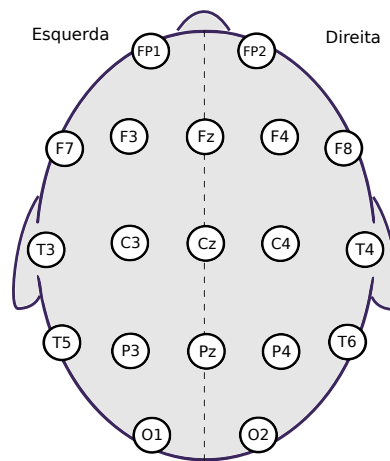


Figura 3.7: Distribuição de eletrodos para coleta de EEG segundo o sistema internacional 10-20.

O sinal de EEG é caracterizado por ritmos em diferentes bandas de frequência. Cada banda é associada a condições e funções particulares. É comum dividir o EEG em cinco bandas de frequência: (1) banda delta (0.1-3 Hz); (2) banda teta (4-7 Hz); (3) banda alfa (8-13 Hz); (4) banda beta (14-30 Hz) e (5) banda gama (maior que 30 Hz). Em um adulto neurologicamente saudável, existe presença do ritmo alfa em todas as regiões, assim como ritmos delta, beta e ocasionalmente teta na faixa de 6-7 Hz. A banda gama é difícil de ser encontrada nos registros de EEG, devido a sua baixa amplitude provocada pela atenuação do sinal do córtex até chegar à superfície (Chapman et al., 2006; Lebedev & Nicolelis, 2006).

Bandas de maior frequência apresentam progressivamente menor potência, possivelmente pelo fato de que menos neurônios são recrutados para realizar funções mais complexas e que requerem de processamento mais especializado, localizado, e rápido (Vidal, 1973).

Devido à amplitude consideravelmente baixa, o sinal de EEG é altamente suscetível a interferências, chamadas de artefatos, de natureza variada. Movimentos (incluindo o

movimento ocular) do usuário provocam componentes de alta amplitude, em relação à amplitude do sinal de EEG, em frequência baixa (menor que 10 Hz) assim como frequência alta (maior que 30 Hz). O movimento do usuário, especialmente de músculos próximos à cabeça, representa um artefato de difícil tratamento por se encontrar na banda de frequências responsivas do EEG, em especial as respostas presentes nos ritmos lentos menores que 10 Hz (Nuwer et al., 1998; Chapman et al., 2006; Fatourechi et al., 2007). Interferências externas, como equipamentos elétricos e eletromecânicos, provocam componentes na frequência da alimentação de energia (50 ou 60 Hz).

3.6 Atividade motora no sinal de EEG

Os sinais de EEG podem ser analisados em busca de respostas relacionadas com condições de estudo específicas. Nesta seção são resumidos os achados em pesquisa referentes às respostas no EEG devido a tarefas motoras. Estudos nos quais uma tarefa motora é realizada várias vezes, sincronizada com um estímulo, permitem desvendar padrões de ativação cortical e interpretar os mecanismos que o córtex usa para gerar aquela ação. Esses padrões são obtidos ao atenuar as influências de atividade não relacionada com a tarefa por meio do uso de várias realizações da tarefa.

O potencial relacionado ao evento (PRE), expresso como uma onda de baixa frequência (<4Hz), é obtido pela média de várias realizações sincronizadas de uma tarefa, conhecida como média coerente. O PRE representa atividade cortical recorrente em todas as realizações de uma mesma tarefa, e a média coerente permite desvendar aquela atividade ao atenuar o ruído de fundo⁵. Para uma tarefa motora, o PRE (figura 3.8) apresenta-se como uma onda com um contingente de variação negativo⁶ (CNV, *contingent negative variation*) aproximadamente um segundo antes da realização do movimento ou a imaginação de uma tarefa, que presumidamente é relacionado com a preparação do movimento. Componentes posteriores do PRE estão relacionados com atividade cognitiva e outros aspectos do movimento (Santos-Filho et al., 2009).

Outros tipos de resposta cortical relacionados com uma tarefa motora são a dessincronização/sincronização relacionada ao evento (DRE/SRE). As ICMs motoras e não invasivas são geralmente baseadas nesse tipo de atividade já que o treinamento desses ritmos fornece um controle voluntário especialmente da DRE (McFarland et al., 1997; Pfurtscheller et al., 2010; Doud et al., 2011).

Segundo da Silva (1991), a natureza síncrona⁷ dos ritmos cerebrais registrados por

⁵O ruído de fundo refere-se à atividade cortical não relacionada com a condição sendo estudada, e não a possíveis ruídos de medição que assume-se que foram minimizados.

⁶O CNV é uma mudança negativa na amplitude do PRE.

⁷Em referência a atividade cerebral, sincronia refere-se a populações de neurônios oscilando na mesma frequência, e acredita-se que é devido ao fato que neurônios em repouso apresentam atividade similar (da Silva, 1991).

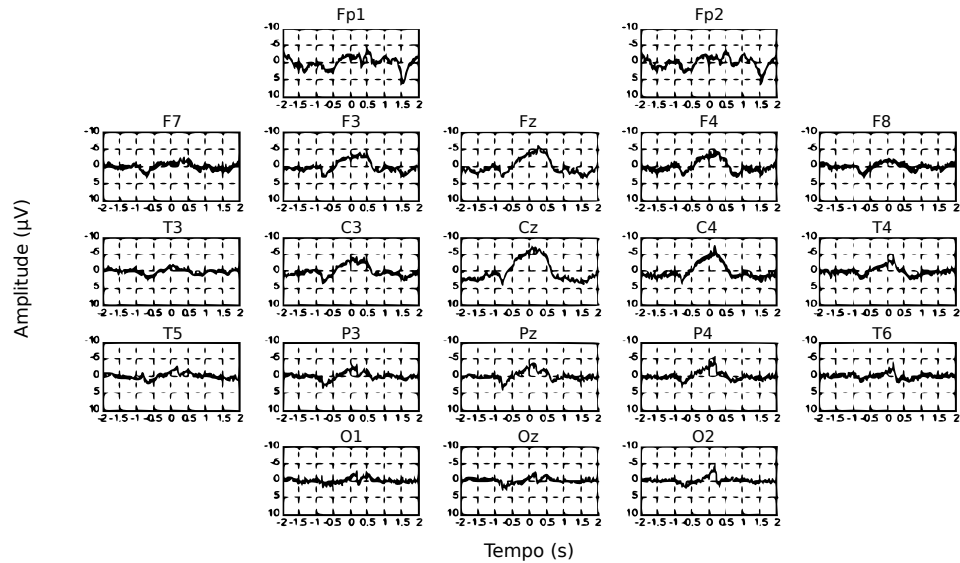


Figura 3.8: PRE de um sujeito evocado pelo movimento do dedo indicador da mão esquerda. De Santos-Filho et al. (2009).

meio de EEG pode ser devido às conexões locais no córtex, assim como conexões entre o córtex e o tálamo, que formam laços de realimentação mediados pela ação de vários tipos de neurotransmissores que excitam ou inibem respostas neuronais (figura 3.4).

Geralmente, em estado de repouso um indivíduo apresenta componentes de grande amplitude na banda de frequência alfa (8-14 Hz), cuja amplitude diminui quando o indivíduo executa uma tarefa. Essa queda na amplitude dos ritmos alfa provoca a DRE, que pode ser identificada ao fazer um análise da potência nessa banda ao longo do tempo (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999). Em alguns estudos, incluído o desenvolvido nesta dissertação, também foi achada dessincronização na banda beta baixa (14-25 Hz) (Pfurtscheller et al., 2003a).

Por outro lado, uma SRE acontece quando a potência em uma banda de EEG aumenta em relação a uma medida de base. A SRE é geralmente associada com um retorno a um estado de repouso ou de não atividade, e acredita-se que é devida à reorganização funcional dos neurônios (Pfurtscheller et al., 1996, 1997).

Evolution does not produce innovations from scratch. It works on what already exists, either transforming a system to give it a new function or combining several systems to produce a more complex one.

François Jacob

4

Princípios de robótica

Neste capítulo são apresentados os fundamentos teóricos referente à representação de movimentos rígidos, modelagem, controle e definição de tarefas do robô manipulador usado neste projeto. O capítulo descreve os fundamentos matemáticos para a representação da pose (posição e orientação) por meio de quatérnios duais, a descrição do modelo cinemático direto e estratégias de controle cinemático para a execução de tarefas.

A cadeia cinemática do robô manipulador AX18 é modelada usando a convenção Denavit-Hartenberg (D-H). São apresentadas estratégias de controle baseadas no modelo cinemático diferencial inverso que permite determinar a posição das juntas do robô quando a posição e orientação do efetuador são conhecidas. A discretização das estratégias de controle fornece algoritmos de fácil implementação para projetar e executar tarefas com o robô manipulador.

O fundamento teórico apresentado neste capítulo serve como base para a definição de uma tarefa de assistência que inclui a interação humano-robô. O robô alcança e pega um copo localizado em uma mesa para servir uma bebida a uma pessoa. A posição da pessoa é estimada por meio do sensor Kinect[®] da Microsoft, que é uma combinação de uma câmera RGB e um sensor de profundidade baseado em uma projeção e detecção de uma malha infravermelha (Dutta, 2012). Uma aplicação de software desenvolvida para o Kinect[®] é a estimação da cadeia cinemática de uma pessoa. Neste projeto, essa aplicação foi usada para determinar a posição da cabeça do usuário o que permite ao robô rastrear e acompanhar o usuário para servir a bebida. Finalmente, após servir a bebida o robô retorna o copo para a mesa e volta para sua pose inicial.

A figura 4.1 representa a contribuição deste capítulo na arquitetura de ICM proposta. A atuação dos servomotores e mais aspectos técnicos relacionados ao acionamento de baixo nível do robô manipulador são apresentados no apêndice B.

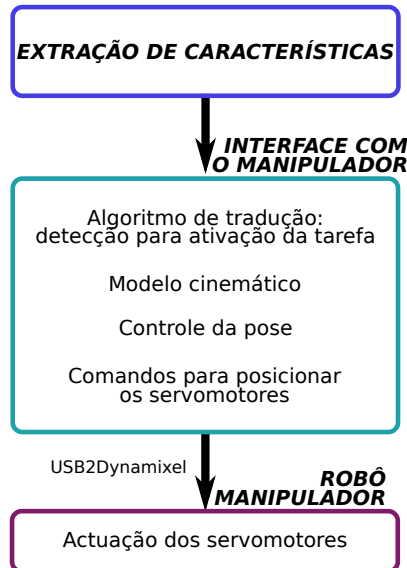


Figura 4.1: Esquema da interface com o robô manipulador dentro da arquitetura de ICM proposta.

4.1 Quatérnios duais

Os quatérnios duais, uma representação que combina álgebra de números duais (Selig, 2005) com o uso de quatérnios, permitem a representação de posições e orientações de corpos rígidos, assim como a modelagem de cadeias cinemáticas. Nesta seção é apresentado o quatérnio dual e suas propriedades que fazem com que seja uma representação intuitiva, compacta, eficiente e livre de singularidades (Pham et al., 2010; Adorno, 2011; Leclercq et al., 2013).

Definição 4.1. Sejam q_1, q_2, q_3 e $q_4 \in \mathbb{R}$, um quatérnio $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$ é definido como uma expressão matemática que contém uma parte real e uma parte imaginária, representada por três unidades imaginárias, da forma

$$\mathbf{q} = q_1 + q_2\hat{i} + q_3\hat{j} + q_4\hat{k}, \quad (4.1)$$

onde \hat{i} , \hat{j} e \hat{k} são as unidades imaginárias que obedecem às propriedades (Kuipers, 2002)

$$\begin{aligned} \hat{i}^2 = \hat{j}^2 = \hat{k}^2 &= -1 \\ \hat{i}\hat{j}\hat{k} &= -1. \end{aligned} \quad (4.2)$$

Definição 4.2. Sejam $d_{\mathcal{P}}$ e $d_{\mathcal{D}}$ dois números pertencentes ao mesmo corpo, um número dual d é definido pela expressão (Selig, 2005)

$$d = d_{\mathcal{P}} + \varepsilon d_{\mathcal{D}}, \quad (4.3)$$

onde $d_{\mathcal{P}}$ e $d_{\mathcal{D}}$ correspondem às partes primária e dual respectivamente, e a unidade dual ε obedece

$$\begin{aligned} \varepsilon &\neq 0, \\ \varepsilon^2 &= 0. \end{aligned} \quad (4.4)$$

Definição 4.3. Sejam $\mathbf{q}_{\mathcal{P}}$ e $\mathbf{q}_{\mathcal{D}} \in \mathbb{H}$, um quatérnio dual $\underline{q} \in \mathcal{H}$ é definido por um número dual composto de quatérnios expresso por (Selig, 2005)

$$\underline{q} = \mathbf{q}_{\mathcal{P}} + \varepsilon \mathbf{q}_{\mathcal{D}}. \quad (4.5)$$

Definição 4.4. Seja o quatérnio dual $\underline{q} = q_1 + q_2\hat{i} + q_3\hat{j} + q_4\hat{k} + \varepsilon (q_5 + q_6\hat{i} + q_7\hat{j} + q_8\hat{k})$, o operador vec permite um mapeamento $\mathcal{H} \rightarrow \mathbb{R}^8$ dado por

$$\text{vec}(\underline{q}) = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & \cdots & q_8 \end{bmatrix}^T, \quad (4.6)$$

que é definido de forma análoga para um quatérnio \mathbf{q} com o mapeamento $\mathbb{H} \rightarrow \mathbb{R}^4$ (Adorno, 2011).

Definição 4.5. Sejam \mathbf{p} e $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$, a adição de quatérnios é definida por

$$\begin{aligned} \mathbf{p} + \mathbf{q} &= \left(p_1 + p_2\hat{i} + p_3\hat{j} + p_4\hat{k} \right) + \left(q_1 + q_2\hat{i} + q_3\hat{j} + q_4\hat{k} \right) \\ &= p_1 + q_1 + (p_2 + q_2)\hat{i} + (p_3 + q_3)\hat{j} + (p_4 + q_4)\hat{k}, \end{aligned} \quad (4.7)$$

que corresponde a um outro quatérnio resultante.

Definição 4.6. Sejam \mathbf{p} e $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$, a multiplicação de quatérnios, usando as propriedades apresentadas na equação (4.2), é definida pelo quatérnio

$$\begin{aligned} \mathbf{p} \cdot \mathbf{q} &= \left(p_1 + p_2\hat{i} + p_3\hat{j} + p_4\hat{k} \right) \left(q_1 + q_2\hat{i} + q_3\hat{j} + q_4\hat{k} \right) \\ &= (p_1q_1 - p_2q_2 - p_3q_3 - p_4q_4) + \\ &\quad (p_1q_2 + p_2q_1 + p_3q_4 - p_4q_3)\hat{i} + \\ &\quad (p_1q_3 - p_2q_4 + p_3q_1 + p_4q_2)\hat{j} + \\ &\quad (p_1q_4 + p_2q_3 - p_3q_2 + p_4q_1)\hat{k}. \end{aligned} \quad (4.8)$$

É importante ressaltar que a multiplicação entre dois quatérnios não é comutativa, ou seja,

$$\mathbf{p} \cdot \mathbf{q} \neq \mathbf{q} \cdot \mathbf{p}. \quad (4.9)$$

O conjugado e norma dos quatérnios são também definidos e descritos a seguir.

Definição 4.7. Seja $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$, o conjugado do quatérnio é dado pela expressão

$$\mathbf{q}^* = q_1 - (q_2\hat{i} + q_3\hat{j} + q_4\hat{k}). \quad (4.10)$$

Definição 4.8. Seja $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$, a norma do quatérnio é dada pela expressão

$$\|\mathbf{q}\| = \sqrt{q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 + q_4^2}. \quad (4.11)$$

Definição 4.9. Sejam $\mathbf{p}_{\mathcal{P}}, \mathbf{p}_{\mathcal{D}}, \mathbf{q}_{\mathcal{P}}$ e $\mathbf{q}_{\mathcal{D}} \in \mathbb{H}$ e $\underline{p}, \underline{q} \in \mathcal{H}$, a adição de quatérnios duais resulta em

$$\begin{aligned} \underline{p} + \underline{q} &= (\mathbf{p}_{\mathcal{P}} + \varepsilon\mathbf{p}_{\mathcal{D}}) + (\mathbf{q}_{\mathcal{P}} + \varepsilon\mathbf{q}_{\mathcal{D}}) \\ &= \mathbf{p}_{\mathcal{P}} + \mathbf{q}_{\mathcal{P}} + \varepsilon(\mathbf{p}_{\mathcal{D}} + \mathbf{q}_{\mathcal{D}}), \end{aligned} \quad (4.12)$$

que corresponde a um outro quatérnio dual resultante.

Definição 4.10. Sejam $\mathbf{p}_{\mathcal{P}}, \mathbf{p}_{\mathcal{D}}, \mathbf{q}_{\mathcal{P}}$ e $\mathbf{q}_{\mathcal{D}} \in \mathbb{H}$ e $\underline{p}, \underline{q} \in \mathcal{H}$, a multiplicação de quatérnios duais, usando as propriedades da equação (4.4), resulta em

$$\begin{aligned} \underline{p} \cdot \underline{q} &= (\mathbf{p}_{\mathcal{P}} + \varepsilon\mathbf{p}_{\mathcal{D}})(\mathbf{q}_{\mathcal{P}} + \varepsilon\mathbf{q}_{\mathcal{D}}) \\ &= \mathbf{p}_{\mathcal{P}}\mathbf{q}_{\mathcal{P}} + \varepsilon(\mathbf{p}_{\mathcal{P}}\mathbf{q}_{\mathcal{D}} + \mathbf{p}_{\mathcal{D}}\mathbf{q}_{\mathcal{P}}), \end{aligned} \quad (4.13)$$

que corresponde a um outro quatérnio dual resultante.

Assim como no caso dos quatérnios, a multiplicação de quatérnios duais não é comutativa, ou seja,

$$\underline{p} \cdot \underline{q} \neq \underline{q} \cdot \underline{p}. \quad (4.14)$$

Definição 4.11. Sejam $\mathbf{q}_{\mathcal{P}}$ e $\mathbf{q}_{\mathcal{D}} \in \mathbb{H}$ e $\underline{q} \in \mathcal{H}$, o conjugado do quatérnio dual é dado pela expressão

$$\underline{q}^* = \mathbf{q}_{\mathcal{P}}^* + \varepsilon\mathbf{q}_{\mathcal{D}}^*. \quad (4.15)$$

Definição 4.12. Sejam $\mathbf{q}_{\mathcal{P}}$ e $\mathbf{q}_{\mathcal{D}} \in \mathbb{H}$ e $\underline{q} \in \mathcal{H}$, a norma do quatérnio dual é dada pela expressão

$$\begin{aligned}
\|\underline{q}\| &= \sqrt{\underline{q}\underline{q}^*} \\
&= \sqrt{(\mathbf{q}_{\mathcal{P}} + \varepsilon\mathbf{q}_{\mathcal{D}})(\mathbf{q}_{\mathcal{P}}^* + \varepsilon\mathbf{q}_{\mathcal{D}}^*)} \\
&= \sqrt{\underline{q}^*\underline{q}} \\
&= \sqrt{\|\mathbf{q}_{\mathcal{P}}\|^2 + 2\varepsilon\text{vec}(\mathbf{q}_{\mathcal{P}})^T\text{vec}(\mathbf{q}_{\mathcal{D}})}
\end{aligned} \tag{4.16}$$

4.2 Representação de movimentos rígidos usando quatérnios duais

Um quatérnio dual de norma unitária permite a representação conjunta de posição e orientação de um corpo rígido com respeito a um sistema de coordenadas de referência, obtendo a pose ou posição dual, como denominada por alguns autores (Pham et al., 2010; Adorno, 2011).

A representação de movimentos rígidos se baseia na combinação de translação e rotação definidas por quatérnios correspondentes e expressa por meio de um quatérnio dual (Kuijpers, 2002; Selig, 2005; Adorno, 2011).

Definição 4.13. Sejam p_x, p_y e $p_z \in \mathbb{R}$ as coordenadas de um ponto com respeito a um sistema de coordenadas de referência \mathcal{F}_R , a sua posição é definida pelo quatérnio puro, de parte real nula,

$$\mathbf{p} = p_x\hat{i} + p_y\hat{j} + p_z\hat{k}. \tag{4.17}$$

Definição 4.14. Seja ψ o ângulo de rotação ao redor de um eixo de rotação de norma unitária $\mathbf{n} = n_x\hat{i} + n_y\hat{j} + n_z\hat{k}$, a rotação resultante é representada pelo quatérnio

$$\mathbf{r} = \cos\left(\frac{\psi}{2}\right) + \sin\left(\frac{\psi}{2}\right)\mathbf{n}. \tag{4.18}$$

Definição 4.15. Sejam \mathbf{p} e $\mathbf{r} \in \mathbb{H}$ e definidos pelas equações 4.17 e 4.18, respectivamente; a posição dual que determina um sistema de coordenadas \mathcal{F}_1 com posição \mathbf{p} e orientação \mathbf{r} , com relação a um outro sistema de coordenadas de referência \mathcal{F}_0 , é definido pelo quatérnio dual unitário

$$\begin{aligned}
\underline{x}_1^0 &= \mathbf{r} + \frac{1}{2}\varepsilon\mathbf{p}\mathbf{r} \\
&= x_{\mathcal{P}} + \varepsilon x_{\mathcal{D}},
\end{aligned} \tag{4.19}$$

onde o sobrescrito indica o sistema de coordenadas de referência e o subscrito o sistema de coordenadas expresso pelo quatérnio dual. A posição \mathbf{p} é extraída do quatérnio dual

\underline{x}_1^0 por meio da relação

$$\mathbf{p} = 2x_D \mathbf{r}^*, \quad (4.20)$$

enquanto que a orientação pode ser obtida diretamente da parte primária do quatérnio dual, ou seja,

$$\mathbf{r} = x_P. \quad (4.21)$$

Exemplo 4.1. Deseja-se deslocar o sistema de coordenadas \mathcal{F}_0 em 2 unidades em cada um dos eixos x, y e z , e efetuar uma rotação de $\psi = \pi/4$ ao redor do eixo $\mathbf{n} = \sqrt{1/3} (\hat{i} + \hat{j} + \hat{k})$, para obter o sistema de coordenadas \mathcal{F}_1 . O quatérnio de posição

$$\mathbf{p} = 2 (\hat{i} + \hat{j} + \hat{k}) \quad (4.22)$$

e de orientação

$$\mathbf{r} = \cos\left(\frac{\pi/4}{2}\right) + \sqrt{\frac{1}{3}} \sin\left(\frac{\pi/4}{2}\right) (\hat{i} + \hat{j} + \hat{k}) \quad (4.23)$$

permitem definir a transformação homogênea que define a posição dual de \mathcal{F}_1 pelo quatérnio dual da equação (4.19). O resultado da transformação

$$\underline{x}_1^0 = \mathbf{r} + \frac{1}{2} \varepsilon \mathbf{p} \mathbf{r} \quad (4.24)$$

é apresentado na figura 4.2.

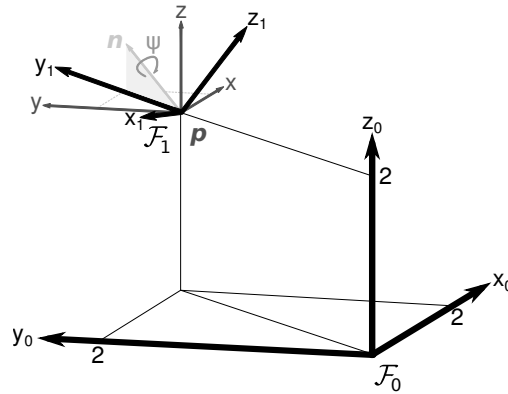


Figura 4.2: Transformação homogênea de sistema de coordenadas por meio de um quatérnio dual.

Uma característica muito útil dos quatérnios duais, apesar de não exclusiva, é a possibilidade de decompor facilmente um movimento complexo em uma série de movimentos intermediários, o que constitui um benefício, por exemplo, para a modelagem de cadeias cinemáticas.

Definição 4.16. Sejam $\underline{x}_1^0, \underline{x}_2^1, \dots, \underline{x}_n^{n-1} \in \mathcal{H}$ uma série de n transformações homogêneas

intermediárias, o quaternião dual resultante é o produto

$$\underline{x}_n^0 = \underline{x}_1^0 \underline{x}_2^1 \cdots \underline{x}_n^{n-1}. \quad (4.25)$$

Definição 4.17. Seja $\underline{x}_1^0 \in \mathcal{H}$ o quaternião dual que determina a transformação homogênea de um sistema de coordenadas \mathcal{F}_0 para um outro sistema de coordenadas \mathcal{F}_1 , o seu conjugado

$$\underline{x}_0^1 = \underline{x}_1^{0*} \quad (4.26)$$

é a transformação inversa, ou seja, a transformação do sistema de coordenadas \mathcal{F}_1 para o sistema de coordenadas \mathcal{F}_0 . Assim, a multiplicação de uma posição dual com seu conjugado fornece o elemento neutro de grupo, ou seja, corresponde a uma transformação nula:

$$\underline{x}_1^0 \underline{x}_1^{0*} = 1. \quad (4.27)$$

Exemplo 4.2. A transformação do sistema de coordenadas do exemplo 4.1, de \mathcal{F}_1 para \mathcal{F}_0 , apresentada na figura 4.3 é dada por

$$\underline{x}_0^1 = \underline{x}_1^{0*} = \mathbf{r}^* + \frac{1}{2} \varepsilon \mathbf{r}^* \mathbf{p}^*, \quad (4.28)$$

com

$$\mathbf{r}^* = \cos\left(\frac{\pi/4}{2}\right) - \sqrt{\frac{1}{3}} \sin\left(\frac{\pi/4}{2}\right) (\hat{i} + \hat{j} + \hat{k})$$

e

$$\mathbf{p}^* = -2 (\hat{i} + \hat{j} + \hat{k}).$$

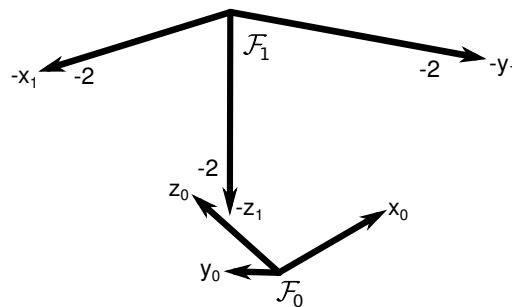


Figure 4.3: Transformação inversa de sistema de coordenadas com respeito ao exemplo 4.1.

4.3 Convenção Denavit-Hartenberg (D-H)

A convenção D-H é usada para a modelagem de cadeias cinemáticas contendo juntas ligadas em série, como no caso de robôs manipuladores antropomórficos. A convenção

estabelece a relação de uma junta em relação à próxima por meio de quatro parâmetros (Siciliano et al., 2011; Adorno, 2011):

d : translação ao longo do eixo z ,

θ : rotação em torno do eixo z ,

a : translação ao longo do eixo x e

α : rotação em torno do eixo x ,

parâmetros que são apresentados na figura 4.4.

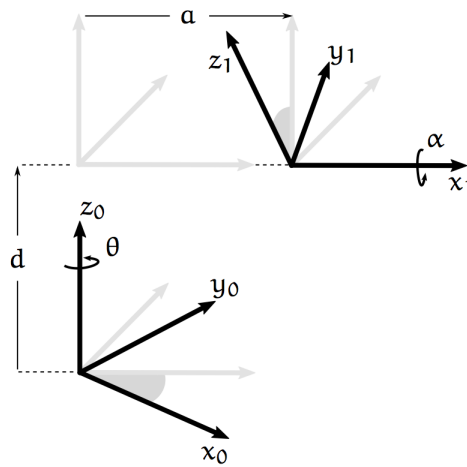


Figura 4.4: Exemplo das transformações realizadas pelos parâmetros da convenção D-H. De Adorno (2011).

Para juntas de revolução, o parâmetro variável é o ângulo θ , enquanto que para juntas prismáticas, o parâmetro variável é o deslocamento d . Para definir o modelo são realizadas as transformações homogêneas correspondentes ao eixo z (d e θ) e depois as correspondentes ao eixo x (a e α) para cada junta (Adorno, 2011).

Assim, as relações de cada par de juntas consecutivas é expressa pelo quaternião dual da forma:

$$\underline{x}_{DH} = \mathbf{r}_\theta \underline{p}_d \underline{p}_a \mathbf{r}_\alpha, \quad (4.29)$$

que no caso de juntas de revolução é um quaternião dual em função de θ , com translações e rotações dadas por

$$\begin{aligned} \underline{p}_d &= 1 + \varepsilon \left(\frac{d}{2} \right) \hat{k}, \\ \underline{p}_a &= 1 + \varepsilon \left(\frac{a}{2} \right) \hat{i}, \\ \mathbf{r}_\theta &= \cos \left(\frac{\theta}{2} \right) + \sin \left(\frac{\theta}{2} \right) \hat{k}, \\ \mathbf{r}_\alpha &= \cos \left(\frac{\alpha}{2} \right) + \sin \left(\frac{\alpha}{2} \right) \hat{i}. \end{aligned} \quad (4.30)$$

Além de definir as juntas de uma cadeia cinemática, é conveniente definir um sistema de coordenadas base por meio de um quatérnio dual \underline{x}_B e a pose do efetuador por meio do quatérnio dual \underline{x}_{EF} .

O modelo cinemático direto que define a posição dual do efetuador de um robô manipulador com n juntas de revolução é dado por:

$$\underline{x}_E = \underline{x}_B \underline{x}_{DH,1} \underline{x}_{DH,2} \cdots \underline{x}_{DH,n} \underline{x}_{EF}, \quad (4.31)$$

expressão que é função da posição das juntas θ_i , para $i = 1, 2, \dots, n$.

Assim, a convenção D-H junto com a representação da posição dual, permite a descrição dos movimentos efetuados por um robô manipulador e possibilita o desenvolvimento de algoritmos de controle cinemático (Adorno et al., 2010).

Exemplo 4.3. *Modelo D-H do robô manipulador AX18.* Neste projeto foi utilizado o robô manipulador AX18 (CrustCrawler Robotics, Arizona, Estados Unidos), um robô antropomórfico com 5 graus de liberdade (figura 4.5). Detalhes técnicos e sobre o software desenvolvido para o robô são apresentados no apêndice B.

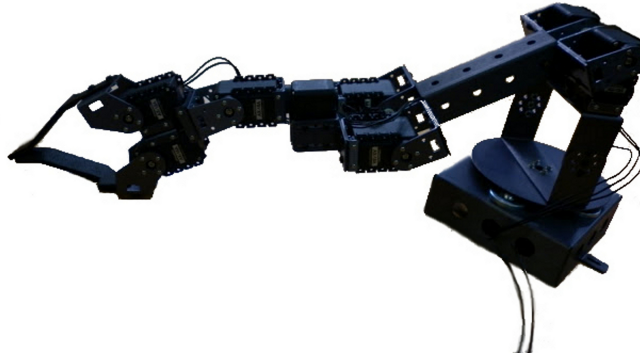


Figura 4.5: Fotografia do robô manipulador AX18.

A tabela 4.1 apresenta os parâmetros do modelo D-H do robô AX18, que foram obtidos por meio da medição das dimensões dos seus elos, utilizando-se um paquímetro. Um diagrama geométrico do manipulador, obtido a partir do modelo D-H, é apresentado na figura 4.6.

Para incluir o efetuador no modelo (figura 4.6) foi definido um quatérnio dual constante dado por

$$\underline{x}_{EF} = \mathbf{r}_{EF} + \frac{1}{2} \varepsilon \mathbf{p}_{EF} \mathbf{r}_{EF}, \quad (4.32)$$

onde

$$\mathbf{p}_{EF} = -0,17\hat{k} \quad (4.33)$$

e

Tabela 4.1: Parâmetros do modelo D-H do robô manipulador AX18.

Junta	d (m)	θ (rad)	a (m)	α (rad)
J1	0,167	0	0	$-\pi/2$
J2	0	0	0,159	0
J3	0	$-\pi/2$	0	$-\pi/2$
V*	0,0815	0	0,02225	0
J4	0,041	$-\pi/2$	0	$-\pi/2$
J5	0	0	0	0

* Junta virtual, não representa uma junta física do robô

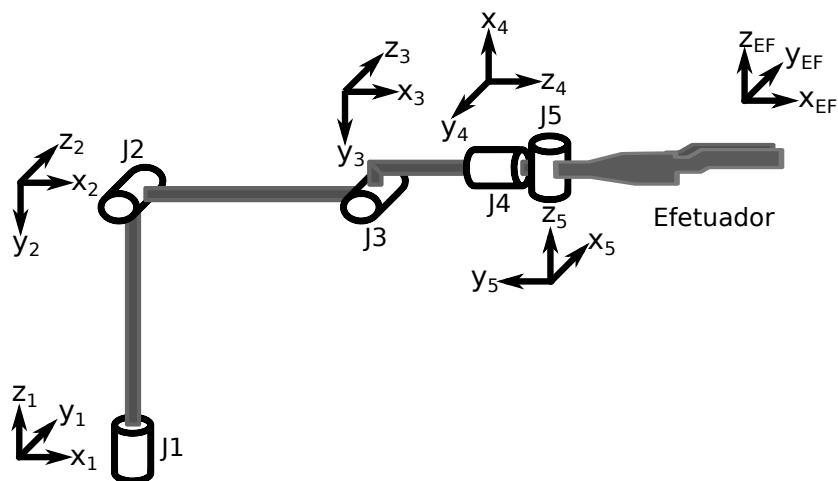


Figura 4.6: Diagrama geométrico do robô manipulador AX18.

$$\mathbf{r}_{EF} = \cos\left(\frac{\pi/2}{2}\right) - \sin\left(\frac{\pi/2}{2}\right) \hat{k}. \quad (4.34)$$

O quatérnio dual \underline{x}_B que representa o deslocamento do sistema de coordenadas de referência do robô foi desconsiderado.

Assim, os quatérnios duais que representam a cadeia cinemática do robô manipulador são:

$$\begin{aligned} \underline{x}_B &= 1, \\ \underline{x}_{J1} &= \left(\cos\left(\frac{\theta_1}{2}\right) + \sin\left(\frac{\theta_1}{2}\right) \hat{k} \right) \left(1 + \varepsilon \left(\frac{0,167}{2} \right) \hat{k} \right) \left(\cos\left(\frac{\pi/2}{2}\right) - \sin\left(\frac{\pi/2}{2}\right) \hat{i} \right), \\ \underline{x}_{J2} &= \left(\cos\left(\frac{\theta_2}{2}\right) + \sin\left(\frac{\theta_2}{2}\right) \hat{k} \right) \left(1 + \varepsilon \left(\frac{0,159}{2} \right) \hat{i} \right), \\ \underline{x}_{J3} &= \left(\cos\left(\frac{-\pi/2 + \theta_3}{2}\right) + \sin\left(\frac{-\pi/2 + \theta_3}{2}\right) \hat{k} \right) \left(\cos\left(\frac{\pi/2}{2}\right) - \sin\left(\frac{\pi/2}{2}\right) \hat{i} \right), \\ \underline{x}_V &= \left(1 + \varepsilon \left(\frac{0,0815}{2} \right) \hat{k} \right) \left(1 + \varepsilon \left(\frac{0,02225}{2} \right) \hat{i} \right), \\ \underline{x}_{J4} &= \left(\cos\left(\frac{-\pi/2 + \theta_4}{2}\right) + \sin\left(\frac{-\pi/2 + \theta_4}{2}\right) \hat{k} \right) \left(1 + \varepsilon \left(\frac{0,041}{2} \right) \hat{k} \right) \\ &\quad \left(\cos\left(\frac{\pi/2}{2}\right) - \sin\left(\frac{\pi/2}{2}\right) \hat{i} \right), \\ \underline{x}_{J5} &= \left(\cos\left(\frac{\theta_5}{2}\right) + \sin\left(\frac{\theta_5}{2}\right) \hat{k} \right), \\ \underline{x}_{EF} &= \cos\left(\frac{\pi/2}{2}\right) - \sin\left(\frac{\pi/2}{2}\right) \hat{k} - \frac{1}{2} \varepsilon \left(0,17\hat{k} \right) \left(\cos\left(\frac{\pi/2}{2}\right) - \sin\left(\frac{\pi/2}{2}\right) \right), \end{aligned} \quad (4.35)$$

com a posição dual do efetuador com respeito à base definida por

$$\underline{x}_E = \underline{x}_{J1} \underline{x}_{J2} \underline{x}_{J3} \underline{x}_V \underline{x}_{J4} \underline{x}_{J5} \underline{x}_{EF}, \quad (4.36)$$

que é função das posições das juntas

$$\boldsymbol{\theta} = \left[\theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3 \quad \theta_4 \quad \theta_5 \right]^T. \quad (4.37)$$

Um limitante do robô manipulador é que os servomotores do robô permitem um controle de posição em um intervalo de 300 graus e não da circunferência completa.

4.4 Estratégias de controle

O controle cinemático permite a um robô manipulador a realização de tarefas que requerem o posicionamento do seu efetuador em diferentes poses. Uma das abordagens para o controle cinemático de robôs manipuladores, descrita em Adorno (2011) e Pham

et al. (2010), é a utilização da pseudo-inversa da matriz Jacobiana para obter o modelo cinemático diferencial inverso que fornece a posição das juntas a partir da posição dual do efetuador.

Definição 4.18. Seja $\underline{x}_E \in \mathcal{H}$ a posição dual do efetuador de um robô manipulador e θ o vetor correspondente de posições das suas juntas, a expressão

$$\text{vec}(\dot{\underline{x}}_E) = \mathbf{J}_x \dot{\theta} \quad (4.38)$$

define a relação diferencial entre as variáveis do espaço operacional, dada pela primeira derivada de \underline{x}_E e o vetor de velocidades das juntas $\dot{\theta}$, por meio da matriz Jacobiana \mathbf{J}_x .

A matriz Jacobiana é obtida analiticamente pela expressão

$$\mathbf{J}_x = \frac{d\text{vec}(\underline{x}_E)}{d\theta}, \quad (4.39)$$

que corresponde a uma matriz de 8 linhas relacionadas com cada um dos parâmetros do quatérnio dual unitário \underline{x}_E e n colunas relacionadas com cada uma das juntas do robô manipulador. Esta matriz pode também ser encontrada explorando-se propriedades da álgebra de quatérnios duais, como mostrado em Adorno (2011).

Definição 4.19. Seja $\mathbf{J}_x \in \mathbb{R}^{8 \times n}$ a matriz Jacobiana de um manipulador de n juntas cuja pose do efetuador é dada por

$$\underline{x}_E = \mathbf{x}_P + \varepsilon \mathbf{x}_D, \quad (4.40)$$

com \mathbf{x}_P e \mathbf{x}_D correspondendo às partes primária e dual do quatérnio dual. Uma decomposição do Jacobiano pode ser definida como

$$\mathbf{J}_x = \frac{d\text{vec}(\underline{x}_E)}{d\theta} = \begin{pmatrix} \frac{d\text{vec}(\mathbf{x}_P)}{d\theta} \\ \frac{d\text{vec}(\mathbf{x}_D)}{d\theta} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{J}_r \\ \mathbf{J}_D \end{pmatrix}, \quad (4.41)$$

onde $\mathbf{J}_r \in \mathbb{R}^{4 \times n}$ representa a matriz Jacobiana relacionada à orientação e $\mathbf{J}_D \in \mathbb{R}^{4 \times n}$ representa a matriz Jacobiana da parte dual do quatérnio dual

$$\mathbf{x}_D = \frac{1}{2} \varepsilon \mathbf{p} \mathbf{r}. \quad (4.42)$$

Definição 4.20. Seja $\underline{x}_E \in \mathcal{H}$ a posição dual do efetuador de uma robô manipulador dada por

$$\underline{x}_E = \mathbf{r} + \frac{1}{2} \varepsilon \mathbf{p} \mathbf{r}, \quad (4.43)$$

a matriz Jacobiana relacionada à posição $\mathbf{p} \in \mathbb{H}$ é a matriz $\mathbf{J}_p \in \mathbb{R}^{4 \times n}$ dada por

$$\mathbf{J}_p = \frac{d\text{vec}(\mathbf{p})}{d\theta}, \quad (4.44)$$

que pode ser encontrada algebricamente a partir de $\mathbf{J}_{\underline{x}}$, como mostrado em Adorno (2011).

Uma lei de controle baseada na matriz Jacobiana derivada a partir da equação (4.38) permite determinar as posições das juntas dada a posição dual do efetuador de um robô manipulador, viabilizando a definição de tarefas no nível do efetuador.

Definição 4.21. Seja $\underline{x}_{d,i} \in \mathcal{H}$ a posição dual (pose) desejada do efetuador de um robô manipulador para a etapa $i = 1, 2, \dots, m$; uma tarefa é definida por toda primitiva geométrica derivada dela e as m transições entre as etapas da tarefa.

Exemplo 4.4. Seja $\underline{x}_d \in \mathcal{H}$ a pose desejada do efetuador de um robô manipulador. Um controle que usa a distância como primitiva geométrica pode ser projetado baseado no raio

$$d = \sqrt{p_x^2 + p_y^2 + p_z^2}, \quad (4.45)$$

com as posições nos eixos dadas no quatérnio \mathbf{p}_d .

Uma solução que permite obter o modelo cinemático diferencial inverso com base na expressão geral da equação (4.38) é dada pela expressão (Siciliano et al., 2011; Adorno, 2011)

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{J}_{\underline{x}}^+ (\text{vec}(\dot{\underline{x}}_d) + \mathbf{K}' \mathbf{e}), \quad (4.46)$$

com $\mathbf{J}_{\underline{x}}^+$ sendo a pseudo-inversa de $\mathbf{J}_{\underline{x}}$, $\dot{\underline{x}}_d$ a velocidade generalizada desejada do efetuador, \mathbf{K}' uma matriz de ganho definida positiva e $\mathbf{e} = \text{vec}(\underline{x}_d - \underline{x}_m)$ o vetor de erro que representa a diferença entre a posição dual desejada \underline{x}_d e a posição medida \underline{x}_m . Considerando um controlador discreto e descartando o termo de *feedforward*, o controlador da equação (4.46) é aproximado por:

$$\frac{\boldsymbol{\theta}_k - \boldsymbol{\theta}_{k-1}}{T} = \mathbf{J}_{\underline{x}}^+ \mathbf{K}' \mathbf{e}, \quad (4.47)$$

com T sendo o tempo de amostragem. Dado que T e \mathbf{K} são constantes, a posição atual das juntas é calculada pela expressão simplificada:

$$\boldsymbol{\theta}_k = \boldsymbol{\theta}_{k-1} + \mathbf{J}_{\underline{x}}^+ \mathbf{K} \mathbf{e}, \quad (4.48)$$

onde o tempo de amostragem é considerado dentro da matriz de ganho, ou seja $\mathbf{K} = \mathbf{K}'T$ (Adorno, 2011). O controlador da equação (4.48), apesar de simples, é globalmente convergente, desde que o robô não ingresse em zonas de singularidade (Pham et al., 2010).

Devido aos cinco graus de liberdade do robô manipulador utilizado neste projeto, que impede um controle de posição e orientação completo, define-se um controlador de posição, derivado por meio de manipulação algébrica do controlador da equação (4.48), em que a orientação é controlada no espaço nulo do controle de posição.

O controlador de posição com controle de orientação no espaço nulo é definido pela equação:

$$\boldsymbol{\theta}_k = \boldsymbol{\theta}_{k-1} + \mathbf{J}_p^+ \lambda_p \text{vec}(\mathbf{p}_d - \mathbf{p}_m) + \mathbf{P} \mathbf{J}_r^+ \lambda_r \text{vec}(\mathbf{r}_d - \mathbf{r}_m), \quad (4.49)$$

onde \mathbf{J}_p é a matriz Jacobiana de posição, \mathbf{J}_r a matriz Jacobiana de orientação, λ_p o ganho do controle de posição, λ_r o ganho do controle de orientação, \mathbf{p}_d a posição desejada e \mathbf{p}_m a medida, \mathbf{r}_d a orientação desejada e \mathbf{r}_m a medida, e

$$\mathbf{P} = \mathbf{I} - \mathbf{J}_p^+ \mathbf{J}_p, \quad (4.50)$$

com \mathbf{I} sendo uma matriz identidade de tamanho apropriado (Liegeois, 1977; Chiaverini, 1997; Adorno, 2011).

For the theory-practice iteration to work, the scientist must be, as it were, mentally ambidextrous; fascinated equally on the one hand by possible meanings, theories, and tentative models to be induced from data and the practical reality of the real world, and on the other with the factual implications deducible from tentative theories, models and hypotheses.

George E. P. Box

5

Métodos

Este capítulo descreve os experimentos realizados visando o desenvolvimento de uma ICM. Os métodos e procedimentos dos experimentos referentes à extração de características dos sinais cerebrais e ao projeto e desenvolvimento de uma tarefa de assistência realizada por um robô manipulador são apresentados. A figura 5.1 apresenta um esquema simplificado de ICM considerando três elementos importantes: o usuário, a sua atividade cerebral e o robô manipulador cuja tarefa é controlada. O objetivo é desenvolver uma ICM onde a intenção de movimento do usuário dispare o início de uma tarefa de assistência executada pelo robô manipulador. A tarefa consiste em servir uma bebida ao usuário.

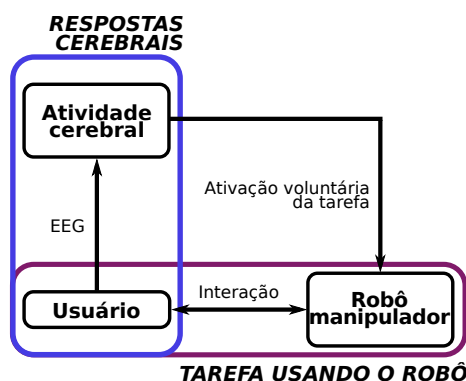


Figura 5.1: Esquema de ICM explicando a organização do capítulo.

Primeiro, são apresentados os experimentos referentes às respostas cerebrais geradas pela tarefa motora deste projeto. Assim, é explicado o estudo desenvolvido que inclui o usuário da ICM, o registro da atividade cerebral por meio de EEG e o experimento

realizado para obter padrões que relacionem a tarefa motora com a atividade cerebral correspondente.

O método que permite fazer a estimativa de ERS/ERD nos sinais de EEG da tarefa motora é apresentado. Depois é descrito o teste F espectral (TFE) e sua aplicação para a detecção da intenção do movimento com base nos sinais de EEG dos voluntários do estudo.

O detector de intenção de movimento permitiria a ativação da tarefa de assistência realizada pelo robô manipulador, cuja definição é apresentada. A tarefa é dividida em subtarefas para: alcançar e pegar a garrafa localizada em uma mesa; servir a bebida; e devolver a garrafa para a mesa. O ambiente que permite a resolução automática da tarefa é também descrito e definido.

A etapa da ICM na qual o usuário atua de forma voluntária com base na sua intenção a tarefa realizada pelo robô manipulador não foi desenvolvida. Vários fatores impediram a implementação da ICM como um sistema completo, o que é discutido na seção 7.3.

5.1 Estudo das respostas cerebrais relacionadas com uma tarefa motora

Um dos focos desta dissertação é o estudo dos efeitos que uma tarefa motora provoca na atividade cerebral de um indivíduo em um ambiente de interação humano-robô que inclui um robô manipulador. O estudo visa determinar características que relacionem a tarefa motora com a atividade cerebral captada por meio de EEG. Com essas características disponíveis é possível desenvolver um detector que permita definir quando uma pessoa teve a intenção de realizar essa tarefa motora. A detecção de intenção de movimento de uma pessoa permitiria então ativar voluntariamente o início de uma tarefa de assistência realizada pelo robô manipulador, através de uma ICM.

Para analisar os efeitos da tarefa motora sobre a correspondente atividade cerebral do voluntário, três condições foram estudadas: (1) a observação (OB) de um movimento executado pelo robô, (2) a execução (MV) de um movimento do braço direito do indivíduo mimetizando o movimento do robô e (3) a imaginação (IM) do movimento concomitantemente à execução do movimento pelo robô.

A tarefa motora consistiu na execução de uma tarefa da vida diária: a realização do movimento que permite a um indivíduo ingerir a bebida de uma garrafa. A tarefa foi simplificada para representar dois movimentos que mimetizem a execução daquele movimento funcional usando o robô manipulador. Assim, foram geradas duas trajetórias a serem executadas pelo robô, uma correspondendo a uma flexão do cotovelo (FL) e outra a uma extensão do cotovelo (EX). Esses movimentos, apresentados na figura 5.2, podem representar o movimento necessário para se levar a garrafa até a boca e o retorno da garrafa

para sua posição inicial, respectivamente. A tarefa motora do estudo foi simplificada para reduzir a sua complexidade, e assim diminuir a variabilidade das respostas cerebrais provocadas nos indivíduos que participaram do estudo.

A sequência de movimentos do robô manipulador (figura 5.2) começa com a execução do movimento de flexão, seguido por um intervalo aleatório entre 8 e 12 segundos sem movimento, a execução do movimento de extensão e finalmente um outro intervalo aleatório sem movimento cuja duração é também de 8 a 12 segundos. A sequência de movimentos realizados pelo robô manipulador foi repetida ao longo de várias sessões de coleta para todas as condições do estudo. Os movimentos de flexão e extensão ocorreram separados por um intervalo de tempo sem movimento para serem estudados individualmente em busca de diferenças nas respostas cerebrais, o que poderia ajudar no controle do robô manipulador através da ICM ao ter disponíveis um comando para servir a bebida e um outro para finalizar a tarefa.

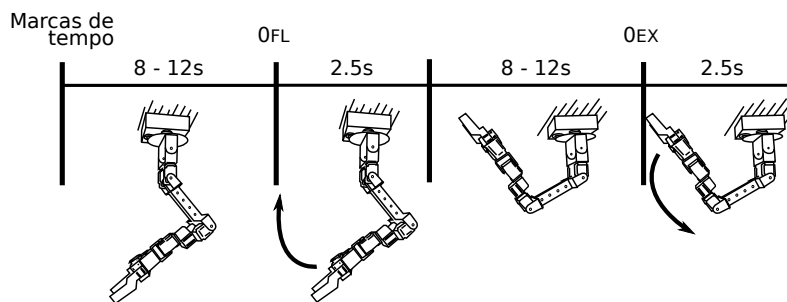


Figura 5.2: Sequência de movimentos realizados pelo robô manipulador para o experimento.

Seis indivíduos de sexo masculino (S1 a S6), neurologicamente saudáveis (na faixa etária entre 23 e 32 anos) participaram do estudo. Os voluntários não tinham experiência prévia em utilização de ICMs. Para o experimento, os voluntários não se encontravam sob influência de fármacos que pudessem afetar os registros de EEG. Para evitar movimentos não relacionados com o estudo, os voluntários ficaram sentados confortavelmente em uma poltrona dentro de uma cabine de coleta com isolamento acústico ao longo das sessões de coleta. A temperatura dentro da cabine de coleta manteve-se no intervalo 25 ± 1.5 °C. O experimento foi realizado no Laboratório de Engenharia Biomédica (NEPEB) da UFMG com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da UFMG, por meio do parecer N° ETIC 467/08. Todos os voluntários leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido para participar do estudo. A tabela 5.1 apresenta uma lista contendo as abreviações usadas no estudo.

O robô manipulador foi colocado dentro da cabine de forma que o voluntário ficasse fora do seu espaço alcançável, a uma distância de 80 cm. A altura do manipulador foi ajustada para ficar dentro do ângulo de visão direto do voluntário. A trajetória, de flexão e extensão, foi gerada por meio de um algoritmo de controle de pose baseado na Jacobiana

Tabela 5.1: Resumo das condições do estudo.

Sigla	Condição
OB	Observar o manipulador executar o movimento
MV	Replicar o movimento do manipulador com o braço direito
IM	Imaginar o movimento correspondente do braço direito acompanhando o movimento do manipulador
	Tipo de movimento
FL	Flexão
EX	Extensão
	Voluntário
S1 - S6	Identificador do voluntário, de 1 até 6

e quatérnios duais, como explicado no capítulo 4.

Durante a coleta foram registrados os sinais de EEG dos voluntários por meio de um capacete com 17 eletrodos (F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 e O2), colocados de acordo com o sistema internacional de posicionamento 10-20 (figura 3.7), com referência nos lóbulos auriculares ($\frac{A1+A2}{2}$) e o eletrodo de terra colocado na testa do voluntário. O sinal de EEG foi captado por meio do amplificador biológico de 36 canais BrainNet BNT-36 (EMSA, Rio de Janeiro, Brasil), com filtro passa-banda entre 0,1 e 100 Hz e frequência de amostragem de 600 Hz (figura 5.3). O eletrooculograma (EOG) foi registrado junto com o EEG, por meio de dois eletrodos de Ag/AgCl de 10 mm de diâmetro colocados em cima e por baixo do olho direito do voluntário. O movimento do robô também foi registrado concomitantemente ao EEG, assim como o movimento do voluntário para a condição MV, por meio de um acelerômetro.

A coleta consistiu de cinco sessões de 15 minutos de duração por cada sessão, com um intervalo de descanso de três minutos entre cada sessão. As três condições, observar, movimentar e imaginar foram distribuídas em diferentes sessões de coleta. A ordem das condições nas sessões foi mantida fixa em formato de treinamento para uso da ICM, no seguinte esquema:

- A primeira sessão consistiu na observação (OB) do robô manipulador. Nesta primeira sessão o voluntário observava o manipulador de forma passiva, ou seja, sem executar ou imaginar movimento nenhum, enquanto o manipulador executava repetidamente a sequência de movimentos.
- A segunda e a terceira sessão consistiram na execução do movimento (MV) por parte do voluntário com o seu braço direito. Nestas sessões, o voluntário foi solicitado a replicar a sequência de movimento do manipulador. O voluntário começava a sessão com o braço encostado na poltrona, em uma posição semi-pronada com o cotovelo

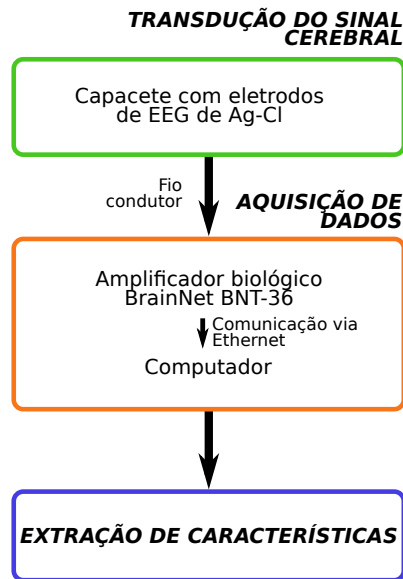


Figura 5.3: Esquema da transdução e aquisição dos sinais cerebrais dentro da arquitetura de ICM proposta.

flexionado 90°. A partir dessa posição, o voluntário devia replicar o movimento do robô realizando os movimentos correspondentes à flexão e extensão do cotovelo.

- Finalmente, a quarta e a quinta sessão consistiram na imaginação (IM) do movimento, acompanhando o movimento do manipulador. O voluntário foi solicitado a imaginar o movimento de flexão ou extensão de acordo com o movimento que o manipulador estivesse executando.

O objetivo de realizar duas coletas para as condições MV e IM foi de ter disponíveis mais dados para análise, detecção, e avaliação de respostas, devido à presença de artefatos, em especial quando o movimento é executado, e à necessidade de um maior número de trechos (em torno de 30) para desvendar as respostas cerebrais (Fatourechí et al., 2007; Cecotti, 2011; Fazli et al., 2012).

Geralmente, estudos que buscam desvendar as respostas cerebrais motoras usam como estímulo para indicar o início do movimento uma sequência de diodos emissores de luz (LED, *light-emitting diode*) (Santos-Filho et al., 2009) ou telas de computador com indicadores visuais (Jeon et al., 2011; Daly et al., 2011b) para sincronizar o movimento com uma referência. No entanto, o protocolo experimental deste projeto utilizou um estímulo visuomotor, o movimento do robô, para sincronizar as realizações das tarefas, esperando respostas mais definidas e espalhadas para as condições de estudo, já que o córtex cerebral está relacionado com aspectos cognitivos de alto nível e incluir um estímulo visual e motor aumentaria a intensidade e número de áreas responsivas (Kandel et al., 2000; Kandel, 2007).

Nesta dissertação, o teste F espectral (TFE) foi a ferramenta usada para detectar a intenção de movimento de uma pessoa. Após analisar o tipo de resposta que uma

tarefa motora provoca no córtex cerebral, foram usados os sinais de EEG captados para determinar os instantes em que uma pessoa teve intenção de movimento. Nas próximas seções, 5.2 e 5.3, serão detalhados os métodos que permitem achar as características das respostas cerebrais relacionadas à tarefa motora do estudo, assim como a sua extração e detecção, respectivamente. A figura 5.4 mostra um esquema que posiciona as duas próximas seções dentro da arquitetura de ICM proposta nesta dissertação.

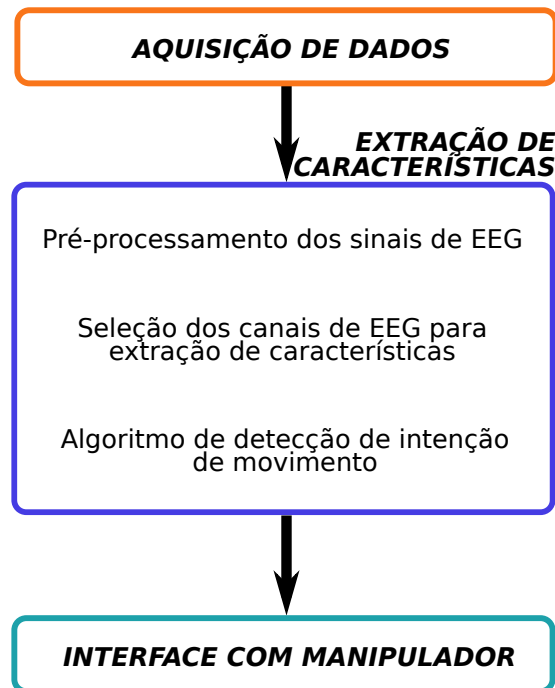


Figura 5.4: Esquema da extração de características e detecção da intenção de movimento dentro da arquitetura de ICM proposta.

5.2 Sincronização e dessincronização relacionada ao evento

A sincronização e dessincronização relacionada ao evento (SRE/DRE) pode ser estimada se estão disponíveis vários trechos (realizações) de sinal de EEG correspondentes a uma mesma tarefa. O estimador se baseia no cálculo da variância daqueles trechos filtrados em uma banda de frequência de interesse (Kalcher & Pfurtscheller, 1995). Seja $s_{i,j}$ o trecho i do canal j do sinal de EEG filtrado na banda de interesse, a variância média entre trechos é dada pela expressão

$$P_j = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (s_{i,j} - m_{s_j})^2, \quad (5.1)$$

onde N é o número de trechos disponíveis e m_{s_j} é a média da atividade entre trechos para o canal j do sinal de EEG, calculada como

$$m_{s_j} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_{i,j}. \quad (5.2)$$

A equação (5.1) fornece uma estimativa que apresenta alta variabilidade. Para reduzir essa variabilidade, janelas sem sobreposição de tamanho M são escolhidas e a potência média é calculada para cada uma como sendo

$$P_{s_j,k} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M P_{j,w}, \quad (5.3)$$

sendo que o índice $k = 1, 2, \dots, (N/M)$ indica o número da janela e $w = (k - 1)M + i$. Um filtro de média móvel de segunda ordem é utilizado para obter uma estimativa da DRE/SRE com um perfil suave. A SRE e DRE são expressas como porcentagem de potência nas bandas estudadas, com uma atividade de base sendo considerada como referência. A atividade de base corresponde a um segmento da estimativa de DRE/SRE onde não se espera resposta relacionada à tarefa. Assim, a potência do sinal de EEG espontâneo P_{b_j} , considerada como referência para a estimativa de DRE/SRE, é calculada para um intervalo onde não se espera resposta associada com a condição estudada e a porcentagem de mudança da potência do sinal de EEG é calculada como

$$\%P_{j,k} = \left(\frac{P_{s_j,k} - P_{b_j}}{P_{b_j}} \right) 100\%. \quad (5.4)$$

A expressão da equação (5.4) fornece uma medida que quantifica a SRE e DRE com respeito à potência média de um indivíduo. Assim, esta métrica ajuda a diminuir a variabilidade entre indivíduos provocada por diferentes níveis de potência do sinal de EEG espontâneo, o que permite avaliar a atividade relacionada ao evento desde um ponto de vista neurofisiológico aplicável a estudos com vários indivíduos (Pfurtscheller et al., 1996; Jeon et al., 2011).

5.3 Teste F espectral (TFE) para detecção da intenção de movimento

As características de dessincronização e sincronização relacionadas a uma tarefa motora permitem projetar um detector objetivo para intenção de movimento. Uma dessincronização em uma banda de frequência específica de EEG é provocada no momento de executar, imaginar ou observar uma tarefa motora (como reportado na seção 6.2). Se essa

dessincronização for comparada com a potência média do sinal de EEG, um teste para detectar os momentos onde houve intenção de movimento pode ser implementado.

Antes de implementar o detector de intenção de movimento deve ser realizado um pré-processamento do sinal de EEG para destacar as características que o relacionam com a intenção de movimento e atenuar outras características não relacionadas com esta intenção. A figura 5.5 apresenta as etapas, descritas nas próximas subseções, que foram realizadas para implementar o detector de intenção de movimento: o pré-processamento dos sinais de EEG; a implementação do detector; e a obtenção da taxa de detecção ao comparar os resultados do TFE com os registros de movimento do voluntário do estudo e do robô.

A implementação do algoritmo para o detector de intenção de movimento foi desenvolvido na plataforma Matlab[®]. O algoritmo se baseia nos registros de EEG previamente coletados dos voluntários do estudo que relaciona a tarefa motora com a atividade cerebral (seção 5.1).

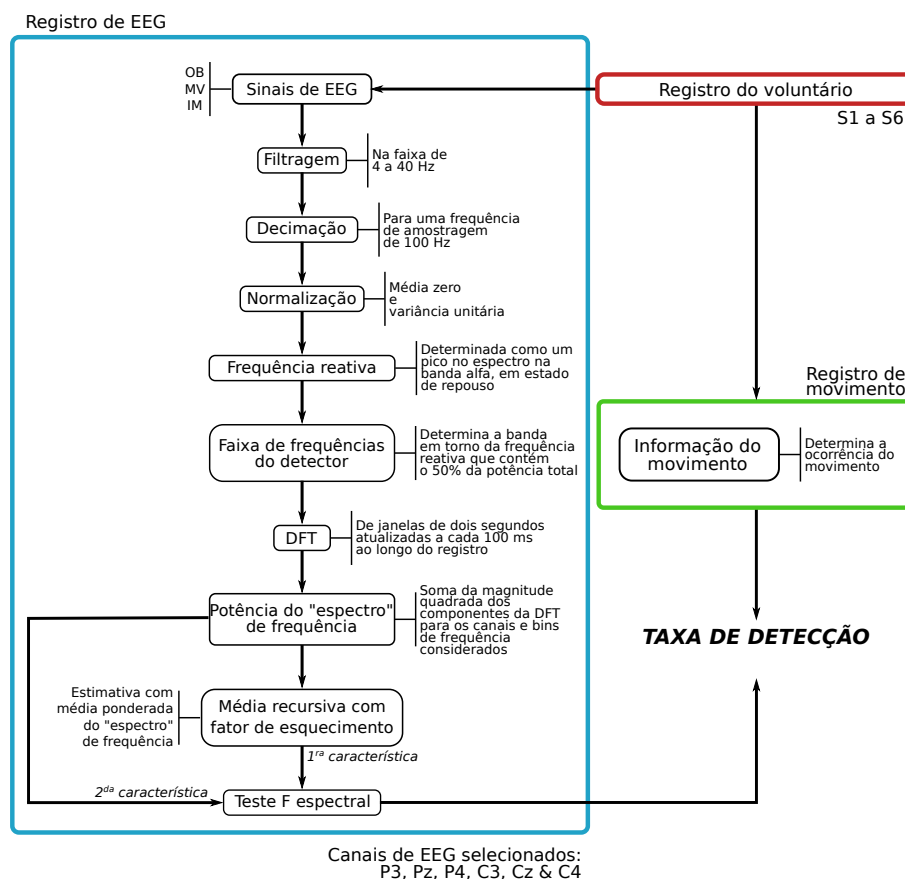


Figura 5.5: Diagrama do detector de intenção de movimento usando TFE.

5.3.1 Pré-processamento do sinal de EEG

A dessincronização encontrada nos sinais de EEG foi mais intensa na banda alfa, enquanto frequências menores apresentam artefatos relacionados com o movimento (Pfurtscheller

& Neuper, 2001; Fatourechi et al., 2007; Yeom & Sim, 2008; Jeon et al., 2011). Antes de introduzir o sinal de EEG no detector de intenção de movimento, o sinal foi filtrado entre 4 e 40 Hz usando um filtro Butterworth de quarta ordem e fase nula.

Uma decimação foi depois aplicada ao sinal de EEG filtrado. A razão de decimação foi de 6, obtendo uma nova frequência de amostragem do sinal de 100 Hz.

Para aplicar o TFE nos sinais de EEG, uma normalização foi realizada nos sinais de EEG. A média foi eliminada e o sinal computado para ter variância unitária. Após esta etapa de pré-processamento, o algoritmo para o detector de intenção de movimento foi implementado.

5.3.2 Detector de intenção de movimento

O TFE é uma ferramenta que permite a detecção de diferenças significativas entre os espectros de frequência de dois sinais (Simpson et al., 2000; Tierra-Criollo, 2001; Infantosi & de Sá, 2007). Se estão disponíveis uma medida de potência média e a potência atual do sinal de EEG, uma comparação pode ser feita para detectar a intenção de movimento.

A partir do sinal de EEG no tempo, podem ser definidas janelas de uma duração específica para estimar o espectro de frequência e testar o detector ao longo do tempo. A figura 5.5 apresenta o processo realizado para obter a taxa de detecção a partir da atividade cerebral registrada por meio de EEG.

Para o detector foram escolhidos os canais correspondentes às áreas parietais (P3, Pz, P4) e centrais (C3, Cz, C4) do registro de EEG, que estão relacionados com aspectos de atenção, integração funcional e movimento (Ajemian et al., 2001; Behrmann et al., 2004; Berman et al., 2012; Hochberg et al., 2012). A magnitude quadrada da transformada discreta de Fourier (DFT) foi usada para estimar o espectro de frequência dos sinais de EEG.

A banda alfa do sinal de EEG apresenta a frequência reativa, que é a frequência onde ocorre um pico de potência no sinal de EEG no estado de repouso em várias áreas do córtex. A frequência reativa varia entre indivíduos, e determiná-la fornece o ponto onde a atividade relacionada com uma tarefa motora apresenta a resposta de dessincronização mais intensa, que pode ser usada como ponto de referência para o detector de intenção de movimento. Assim, a frequência reativa foi determinada para cada sujeito e uma banda de frequência ao redor estabelecida para ser entrada para o detector. A banda foi definida como aquela que contém a metade da potência de pico (-3dB) da frequência reativa (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999).

Para estimar o espectro do sinal de EEG foram definidas janelas de duração fixa para o cálculo da DFT por meio do algoritmo FFT. A duração das janelas de análise do sinal de EEG foi estabelecida em dois segundos. Essa duração foi escolhida com base na duração da tarefa motora do nosso estudo, em torno de 2.5 segundos. As janelas foram atualizadas

cada 100 ms para melhorar a resolução temporal da estimativa do espectro.

Após calcular a DFT da janela de sinal de EEG analisada, duas características foram determinadas para o detector. A primeira característica está relacionada diretamente com o espectro calculado para cada janela. Esse espectro contém a informação da intenção de movimento atual. A segunda característica, usada como parâmetro de comparação, corresponde a uma média recursiva com fator de esquecimento do espectro calculado para cada janela. Essa estimativa corresponde à potência média do EEG, que varia ao longo do tempo e o fator de esquecimento permite atualizar seu valor de uma forma suave e abrangendo alguns segundos de registro.

Assim, se $P[m]$ é a estimativa de DFT para a janela m do registro de EEG, a potência base é calculada de forma recursiva como (Tierra-Criollo et al., 1998; Tierra-Criollo, 2001)

$$\bar{P}_{c,b}[m] = (1 - \rho) \bar{P}_{c,b}[m - 1] + \rho P_{c,b}[m], \quad (5.5)$$

onde $P_{c,b}[m]$ indica a soma das componentes da DFT estimada entre c canais e b bins de frequência e é considerado como o espectro atual do sinal de EEG, $\bar{P}_{c,b}$ (com valor inicial $\bar{P}_{c,b}[0] = P_{c,b}[1]$) é a estimativa da média recursiva, com fator de esquecimento ρ .

Com as características da atividade cerebral disponíveis é possível projetar um detector baseado no TFE, que é apresentado com uma variante com relação ao teste apresentado em Infantosi & de Sá (2007) e Simpson et al. (2000), como proposto em Tierra-Criollo (2001). É assumido que as potências do espectro em diferentes frequências e os sinais de diferentes canais de EEG são independentes. O TFE para a janela m é definido como

$$\hat{\phi}_{\bar{P}P}[m] = \frac{\bar{P}_{c,b}[m]}{P_{c,b}[m]}. \quad (5.6)$$

A razão $\hat{\phi}_{\bar{P}P}$ da equação (5.6) corresponde a uma distribuição F com limiar de detecção determinado por

$$\gamma = F_{2bc, 2bc, \alpha}, \quad (5.7)$$

para um nível de significância α , da distribuição F com $2bc$, $2bc$ graus de liberdade (Simpson et al., 2000; Müller et al., 2010). Assim uma condição da tarefa motora é detectada sempre que

$$\hat{\phi}_{\bar{P}P}[m] > \gamma. \quad (5.8)$$

Uma ampliação para incluir vários trechos (realizações) da tarefa no detector é também proposta. A razão para o detector com n trechos é definida como

$$\hat{\phi}'_{\bar{P}P}[k] = \frac{\sum_{i=1}^n \bar{P}_{c,b}[m']}{\sum_{i=1}^n P_{c,b}[m']}, \quad (5.9)$$

onde é adicionado o somatório de vários trechos sincronizados da tarefa, com $m' = (k - 1)n + i$ e o limiar de detecção determinado por

$$\gamma' = F_{2nbc, 2nbc, \alpha}. \quad (5.10)$$

O registro de EEG foi dividido em janelas de dois segundos atualizadas a cada 100 ms para obter uma melhor resolução temporal. Com a razão ϕ do TFE em função da janela de análise e o sinal de execução da tarefa motora disponíveis, foi definido um critério para considerar uma detecção válida. Uma detecção é válida se a razão ϕ indica detecção dentro do intervalo que compreende o meio segundo antes à execução da tarefa motora (pela preparação do movimento), o tempo de duração da tarefa (aproximadamente 2.5 segundos) e o meio segundo após a execução da tarefa (pela latência da atividade cerebral).

Com o detector de intenção de movimento proposto, estariam concluídas as etapas correspondentes à extração de características da atividade cerebral, dentro da arquitetura de ICM apresentada nessa dissertação.

O objetivo do estudo apresentado na seção 5.1 foi de identificar características na atividade cerebral relacionadas com a tarefa motora, o que é realizado por meio da estimativa de SRE/DRE apresentada na seção 5.2. Após essa identificação, pode ser projetado um detector para a intenção de movimento, como foi mostrado nesta seção. Assim, será detectado quando o usuário da ICM imagina a execução da tarefa motora. Essa detecção comandaria a ativação da tarefa de assistência realizada pelo robô manipulador através da ICM. A tarefa realizada pelo robô e sua definição são explicados na próxima seção.

5.4 Resolução de uma tarefa de assistência usando um robô manipulador

Visando a implementação de uma ICM, uma tarefa da vida diária foi definida com o objetivo de assistir pessoas com deficiência motora severa por meio do uso de um robô manipulador. A tarefa consiste em servir uma bebida ao usuário, aproximando a garrafa perto da sua boca o suficiente para que possa ingerir a bebida através de um canudo. O protótipo da tarefa foi completamente desenvolvido na plataforma Matlab[®].

A figura 5.6 mostra um diagrama do ambiente no qual foi realizada a tarefa com os elementos que a compõem. O ambiente da tarefa é composto por uma mesa onde se encontra a garrafa em uma posição fixa; o robô manipulador que pode alcançar tanto a garrafa como o usuário; o usuário que se encontra sentado em uma cadeira; e o sensor Kinect[®] da Microsoft, que permite rastrear a cadeia cinemática da pessoa.

Na próxima seção são apresentados tanto as definições do ambiente no qual foi realizada a tarefa assim como o procedimento de calibração usando o Kinect[®] que permitiu o rastreamento do usuário para a correta realização da tarefa por parte do robô manipulador.

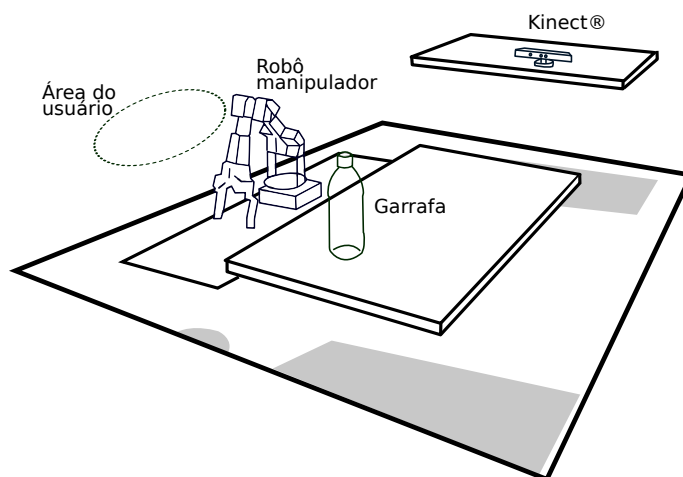


Figura 5.6: Ambiente da tarefa realizada pelo robô manipulador.

Depois são apresentados todos os aspectos relacionados com a resolução da tarefa pelo robô manipulador, as primitivas geométricas e a divisão em subtarefas.

5.4.1 Definição do ambiente de realização da tarefa

O sensor Kinect[®] foi considerado dentro da execução da tarefa de assistência realizada pelo robô manipulador para fornecer a realimentação da pose do usuário ao sistema de controle do robô. Todas as poses utilizadas para a realização da tarefa estão associadas ao sistema de coordenadas de referência $\mathcal{F}_{robô}$ da base do robô, pelo qual foi necessário um processo de calibração para estabelecer a relação entre o Kinect[®] e o robô.

O ambiente de realização da tarefa (figura 5.6) foi definido de forma que o sistema de coordenadas do Kinect[®] e o sistema de coordenadas de referência $\mathcal{F}_{robô}$ ficassem de forma ortogonal como mostrado na figura 5.7. O robô manipulador, a garrafa e o Kinect[®] foram mantidos em uma pose fixa para a realização da tarefa. A pose do usuário foi definida como uma área dentro da qual ele podia se deslocar, como mostrado na figura 5.6. O usuário também foi solicitado a ficar de frente à mesa para a correta execução da tarefa.

A transformação homogênea do sistema de coordenadas do Kinect[®] para o sistema de coordenadas do robô $\underline{x}_{kinect}^{robô}$ foi calculada por meio de um processo de calibração. A figura 5.7 mostra um esquema do processo de calibração, onde um marcador foi utilizado para estimar a posição da base do robô em relação ao Kinect[®]. O marcador está na posição

$$\mathbf{p}_{marcador}^{robô} = -0,05\hat{j} + 0,02\hat{k}, \quad (5.11)$$

determinada com uma medição usando paquímetro.

O processo de calibração para determinar a transformação homogênea do Kinect[®] em relação à base do robô foi determinada uma única vez, por ficarem localizados em posições fixas ao longo do experimento. A posição do Kinect[®] em relação ao marcador, fornecida

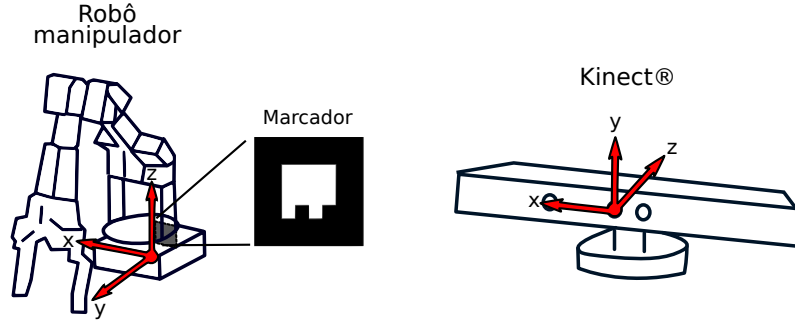


Figura 5.7: Sistemas de coordenadas de referência para o Kinect® e o robô manipulador. O marcador indicado foi usado para determinar a posição da base do robô por meio de uma medição fornecida pelo Kinect®.

pelo próprio Kinect®, é dada por

$$\mathbf{p}_{kinect}^{marcador} = -\mathbf{p}_{marcador}^{kinect} = 0,03\hat{i} - 0,02\hat{j} + 1,98\hat{k}. \quad (5.12)$$

A orientação do Kinect® em relação ao sistema de coordenadas de referência do robô, definida com base na localização do robô e do Kinect® no ambiente da tarefa, é dada por

$$\mathbf{r}_{kinect}^{robô} = \cos\left(\frac{\pi}{2}\right) + \sin\left(\frac{\pi}{2}\right)\hat{i}, \quad (5.13)$$

que permite definir a transformação homogênea do sistema de coordenadas do Kinect® em relação ao sistema de coordenadas de referência $\mathcal{F}_{robô}$ localizado na base do robô por

$$\begin{aligned} \underline{\mathbf{x}}_{kinect}^{robô} &= \underline{\mathbf{x}}_{marcador}^{robô} \underline{\mathbf{x}}_{kinect}^{marcador} \\ &= \left(1 + \frac{1}{2}\varepsilon \mathbf{P}_{marcador}^{robô}\right) \mathbf{r}_{kinect}^{robô} \left(1 + \frac{1}{2}\varepsilon \mathbf{P}_{kinect}^{marcador}\right) \\ &= \mathbf{r}_{kinect}^{robô} + \frac{1}{2}\varepsilon \mathbf{P}_{kinect}^{robô} \mathbf{r}_{kinect}^{robô}. \end{aligned} \quad (5.14)$$

5.4.2 Definição da tarefa

A tarefa de assistência realizada pelo robô manipulador é composta por quatro etapas: (1) o robô, partindo de uma posição inicial, alcança e segura a garrafa; (2) o robô leva a garrafa, tentando manter a sua orientação, até perto do usuário; (3) o usuário toma a bebida; (4) o robô devolve a garrafa para a mesa e retorna na posição inicial da qual começou a tarefa. O robô foi realimentado com a posição da cabeça do usuário, estimada por meio do uso do Kinect®, conseguindo uma malha fechada de controle ao nível da interação humano-robô.

A tarefa do robô foi segmentada em subtarefas que correspondem a cada uma das etapas da sua execução. As primitivas geométricas que compõem a tarefa são apresentadas na figura 5.8. O sistema de coordenadas de referência $\mathcal{F}_{robô}$ para a tarefa é localizado na

base do robô.

A tarefa começa com o efetuador em uma pose inicial

$$\underline{x}_0^{rob\hat{o}} = \mathbf{r}_0^{rob\hat{o}} + \frac{1}{2}\varepsilon\mathbf{p}_0^{rob\hat{o}}\mathbf{r}_0^{rob\hat{o}}, \quad (5.15)$$

definida pela posição e orientação

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_0^{rob\hat{o}} &= 0,09\hat{i} + 0,1\hat{j} + 0,4\hat{k}, \\ \mathbf{r}_0^{rob\hat{o}} &= \cos\left(\frac{5\pi/3}{2}\right) + \sin\left(\frac{5\pi/3}{2}\right)\mathbf{n}_0 \\ \mathbf{n}_0 &= \left(-0,18\hat{i} + 0,35\hat{j} - 0,9\hat{k}\right), \end{aligned} \quad (5.16)$$

que foi escolhida de forma empírica visando diminuir a carga nas juntas do robô.

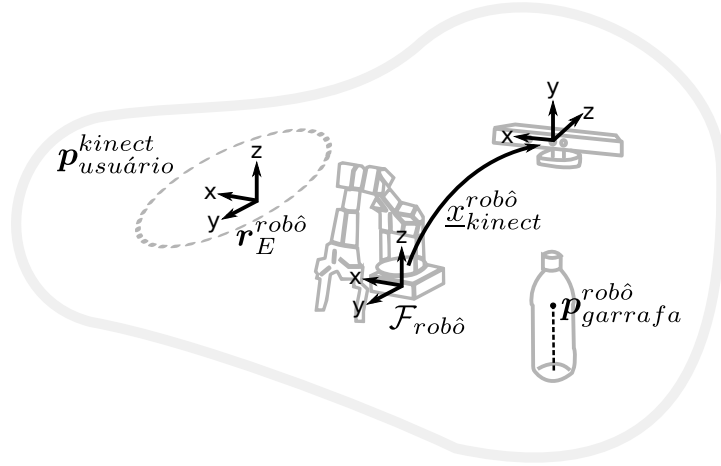


Figura 5.8: Primitivas geométricas que definem a tarefa realizada pelo robô manipulador.

A garrafa encontra-se na pose fixa

$$\underline{x}_{d,1}^{rob\hat{o}} = \mathbf{r}_{garrafa}^{rob\hat{o}} + \frac{1}{2}\varepsilon\mathbf{p}_{garrafa}^{rob\hat{o}}\mathbf{r}_{garrafa}^{rob\hat{o}}, \quad (5.17)$$

definida pela posição e orientação

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{garrafa}^{rob\hat{o}} &= -0,24\hat{i} + 0,3\hat{j} + 0,3\hat{k}, \\ \mathbf{r}_{garrafa}^{rob\hat{o}} &= \cos\left(\frac{7\pi/5}{2}\right) + \sin\left(\frac{7\pi/5}{2}\right)\left(-0,2\hat{i} + 0,05\hat{j} - \hat{k}\right). \end{aligned} \quad (5.18)$$

A posição da cabeça do usuário é fornecida pelo Kinect[®]

$$\mathbf{p}_{usuário}^{kinect} = p_x^{kinect}\hat{i} + p_y^{kinect}\hat{j} + p_z^{kinect}\hat{k}. \quad (5.19)$$

Para expressar a posição da cabeça do usuário com referência ao sistema de coordenadas do robô $\mathcal{F}_{rob\hat{o}}$ é necessário achar a transformação homogênea do sistema de coordena-

das do Kinect[®] em relação a $\mathcal{F}_{robô}$. A determinação dessa transformação e definição do ambiente da realização da tarefa por meio do uso do Kinect[®] são apresentados na seção 5.4.1.

Uma vez obtida a relação entre o sistema de coordenadas do Kinect[®] com respeito ao sistema de referência $\mathcal{F}_{robô}$, pode-se expressar a pose da cabeça do usuário como sendo

$$\underline{x}_{usuário}^{robô} = \underline{x}_{kinect}^{robô} \left(1 + \frac{1}{2} \varepsilon \mathbf{p}_{usuário}^{kinect} \right). \quad (5.20)$$

A orientação do robô manipulador para servir a bebida foi definida de acordo com as características da tarefa. Procurou-se colocar o efetuador em uma orientação que permitisse ao usuário ingerir a bebida com interferência mínima da pinça. Assim, a orientação para o robô quando servindo a bebida é

$$\mathbf{r}_E^{robô} = 1, \quad (5.21)$$

o que faz com que o efetuador fique com seu eixo x positivo apontando para a boca do usuário (figura 5.8), permitindo o usuário o acesso direto à garrafa para ingerir a bebida.

Um deslocamento constante a partir da base do robô foi definido como

$$\underline{x}_{segurança} = 1 - \frac{1}{2} \varepsilon \left(0, 1\hat{i} + 0, 05\hat{k} \right) \quad (5.22)$$

para evitar a colisão do robô com o usuário e facilitar a ingestão da bebida, sendo possível definir a pose na qual o robô deve-se colocar para servir a bebida

$$\underline{x}_{d,2}^{robô} = \underline{x}_{segurança} \underline{x}_{usuário}^{robô} \mathbf{r}_{kinect}^{robô*}, \quad (5.23)$$

onde o deslocamento $\underline{x}_{segurança}$ funciona sempre que o usuário fique dentro da área e da forma em que foi solicitado para a realização da tarefa.

Para realizar a tarefa, várias etapas foram projetadas e são descritas a seguir:

1. Partindo da pose inicial $\underline{x}_0^{robô}$, e com o efetuador completamente aberto, o robô manipulador executa o movimento gerado pelo controlador da equação (4.49) até chegar na garrafa localizada na pose $\underline{x}_{d,1}^{robô}$. Ao alcançar a garrafa, o robô a segura ao fechar a pinça.
2. Com a garrafa segurada, o robô desloca-se até chegar na primeira pose $\underline{x}_{d,2}^{robô}$ da cabeça do usuário fornecida pelo Kinect[®]. Uma vez que o robô alcança a posição para servir a bebida o usuário pode tomá-la com ajuda de um canudo. Se a pessoa se deslocar mais de 0,1 m da sua posição inicial, o valor de $\underline{x}_{d,2}^{robô}$ é atualizado e uma nova rotina de controle é executada para aproximar a garrafa da pessoa. O raio de atualização da pose para servir a bebida ajuda também para manter o robô estável

enquanto a pessoa toma a bebida. O processo de atualização da pose é repetido até completar um tempo predefinido para o robô servir a bebida.

- Após servir a bebida, o robô retorna a garrafa para a mesa na mesma pose inicial, ou seja, $\underline{x}_{d,3}^{robô} = \underline{x}_{d,1}^{robô}$. Quando o robô chega na pose desejada para deixar a garrafa, a pinça é aberta. Depois, o robô se afasta da garrafa para evitar colisão. O deslocamento para o robô não colidir com a garrafa está definido pela pose:

$$\underline{x}_{d,4}^{robô} = \left[1 + \frac{1}{2}\varepsilon \left(0, 1\hat{i} - 0, 1\hat{j} + 0, 15\hat{k} \right) \right] \underline{x}_{d,1}^{robô}, \quad (5.24)$$

ou seja, o robô vai se deslocar em relação ao sistema de coordenadas de referência $\mathcal{F}_{robô}$, 0,1 m em x , um deslocamento negativo de 0,1 m em y e de 0,15 m em z para se afastar o suficiente da garrafa.

- Finalmente, quando o robô encontra-se o suficientemente longe da garrafa, mais uma rotina de controle é executada para que o robô volte na pose inicial, ou seja, $\underline{x}_{d,5}^{robô} = \underline{x}_0^{robô}$.

O controlador cinemático utilizado, apresentado na equação (4.49), permite ao robô alcançar as posições desejadas, com um certo compromisso da orientação devido à estrutura subatuada do manipulador, que fornece unicamente cinco graus de liberdade dos seis necessários para o controle completo de posição e orientação.

Dois critérios foram definidos para a rotina de controle: se o erro e , ou se \dot{e} , a primeira derivada do erro, forem menor do que um limiar, é considerado como se o robô tivesse atingido a posição desejada. O erro é determinado por

$$\begin{aligned} \underline{x}_{erro} &= \underline{x}_{d,i}^{robô*} \underline{x}_m^{robô} \\ &= \mathbf{r}_{erro} + \frac{1}{2}\varepsilon \mathbf{p}_{erro} \mathbf{r}_{erro}, \end{aligned} \quad (5.25)$$

com o critério de erro e dado por

$$e = \|\mathbf{p}_{erro}\|, \quad (5.26)$$

que é a norma da translação entre a pose desejada $\underline{x}_{d,i}^{robô}$, para $i = 1, 2, \dots, 5$, e a pose medida $\underline{x}_m^{robô}$. Os limiares para o erro e a derivada do erro foram estabelecidos em 0,01 e 0,0001, respectivamente. Os parâmetros do controlador foram definidos experimentalmente, com os seguintes valores:

$$\begin{aligned} \lambda_p &= 0,4 \\ \lambda_r &= 0,3. \end{aligned} \quad (5.27)$$

O algoritmo 5.1 apresenta o laço de controle para a execução a tarefa.

Algoritmo 5.1 Laço de controle para a tarefa realizada pelo robô manipulador.

1: **início**

2: **variáveis** posição das juntas do robô $\boldsymbol{\theta}$, pose desejada $\underline{x}_{d,i}$ e pose medida \underline{x}_m

3: **para** i com $1 \leq i \leq 5$

4: $e = 1, e_{anterior} = 2$

5: **enquanto** $e > 0,01$ ou $\|e - e_{anterior}\| > 0,0001$

6: $e_{anterior} = e$

7: $\boldsymbol{\theta}$: atualizado pelo controlador

$$\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}_{anterior} + \mathbf{J}_p^+ \lambda_p \text{vec}(\mathbf{p}_d - \mathbf{p}_m) + \mathbf{P} \mathbf{J}_r^+ \lambda_r (\mathbf{r}_d - \mathbf{r}_m)$$

8: $\underline{x}_m^{rob\hat{o}}$: modelo cinemático direto

$$\underline{x}_m^{rob\hat{o}} = \underline{x}_{J1} \underline{x}_{J2} \underline{x}_{J3} \underline{x}_V \underline{x}_{J4} \underline{x}_{J5} \underline{x}_{EF}$$

9: e : determinado por

$$e = \|\mathbf{p}_{erro}\|$$

10: **fim enquanto**

11: atuação (por exemplo, abrir, fechar a pinça, atualizar a pose desejada)

12: **fim para**

13: **fim**

All men by nature desire to know.

Aristotle

6

Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados correspondentes às etapas de desenvolvimento da ICM. Na busca de características que relacionem a tarefa motora estudada às respostas cerebrais registradas por meio de EEG foram analisados o potencial relacionado ao evento (PRE) e a sincronização e dessincronização relacionada ao evento (SRE/DRE).

Com as características de atividade cerebral disponíveis foi implementado o detector da intenção de movimento, por meio do teste F espectral. O rendimento e as taxas de detecção obtidas são apresentadas.

Finalmente são reportados os resultados relacionados à execução da tarefa de assistência realizada por um sistema robótico. São apresentados o comportamento do robô manipulador e a experiência do usuário do sistema ao interagir com o robô.

6.1 Potencial relacionado ao evento

O potencial relacionado ao evento (PRE) foi calculado para os registros de sinais EEG como a média dos trechos sincronizados. Os trechos com artefatos foram descartados (Amabile et al., 2008). A figura 6.1 apresenta o PRE calculado para um dos voluntários com 30 trechos da tarefa. Pode-se observar que existe uma forte correlação do PRE obtido em todos os canais com a média do registro de EOG, mostrada na mesma figura. O movimento dos olhos provocado pela observação do movimento do robô manipulador gera um potencial que se espalha pelo couro cabeludo poluindo o sinal de EEG. Dado que o movimento ocular é sincronizado com o movimento sendo estudado, a estimativa de

PRE reflete em todos os canais a atividade do movimento ocular que mascara a atividade associada com a resposta cerebral provocada.

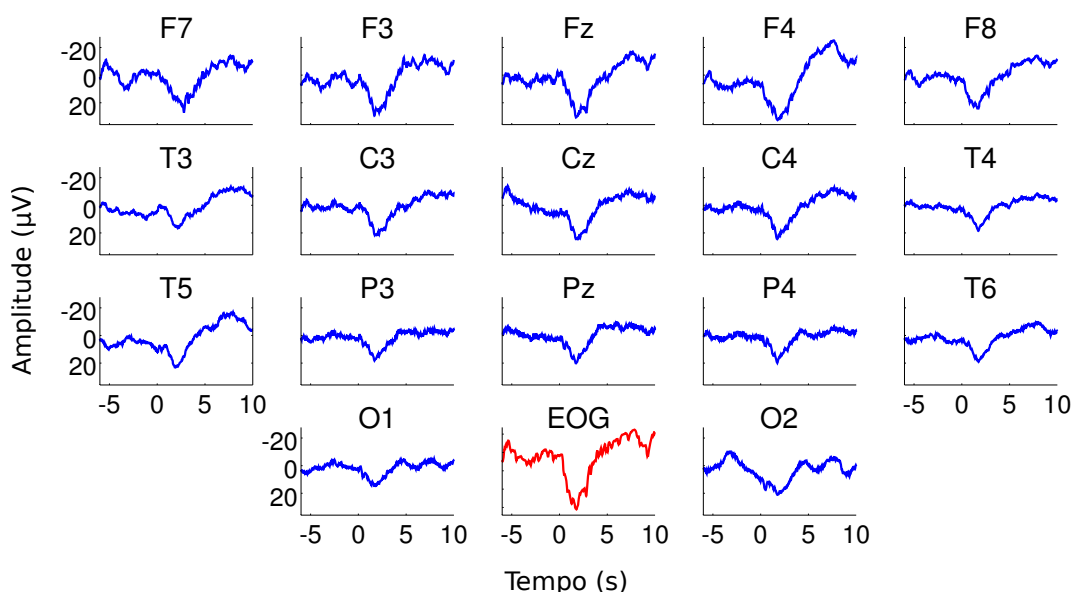


Figura 6.1: Estimativa do PRE para o voluntário S3 nas condições IM e FL. O instante 0 indica o começo da imaginação de movimento. Uma média do sinal de EOG é também mostrado.

Várias técnicas foram aplicadas para eliminar a interferência do movimento dos olhos no sinal de EEG. Análise de componentes principais (PCA), análise de componentes independentes (ICA) e métodos de subtração temporal ponderada foram aplicados. Na análise de PCA e ICA a influência do EOG foi eliminada ao reconstruir as componentes, porém não foi obtido um padrão de PRE reconhecível (Santos-Filho et al., 2009). Ao usar a subtração temporal não foi possível eliminar a influência dos movimentos oculares no sinal de EEG. Todos os voluntários do estudo apresentaram um formato similar de PRE para todas as condições do estudo, inviabilizando a sua análise.

6.2 Sincronização e dessincronização relacionada ao evento

Para analisar a SRE/DRE foram utilizados o mesmo número de trechos, trinta trechos, para todas as condições e voluntários do estudo. Os movimentos de flexão (FL) e extensão (EX) foram analisados separadamente. Para esta análise, não houve necessidade de rejeição de artefatos já que os sinais de EEG foram filtrados entre 4 e 40 Hz, eliminando a maior parte de artefatos do sinal de EEG que se encontram em frequências abaixo de 4 Hz (Fatourechí et al., 2007; Santos-Filho et al., 2009; Jeon et al., 2011). As bandas de frequência de EEG analisadas foram escolhidas a partir de uma análise do espectro estimado usando o periodograma de Welch (figura 6.2), que permitiu definir duas bandas

de frequência que apresentavam resposta para todos os voluntários: a banda alfa entre 8 e 12 Hz e a banda beta baixa entre 14 e 22 Hz.

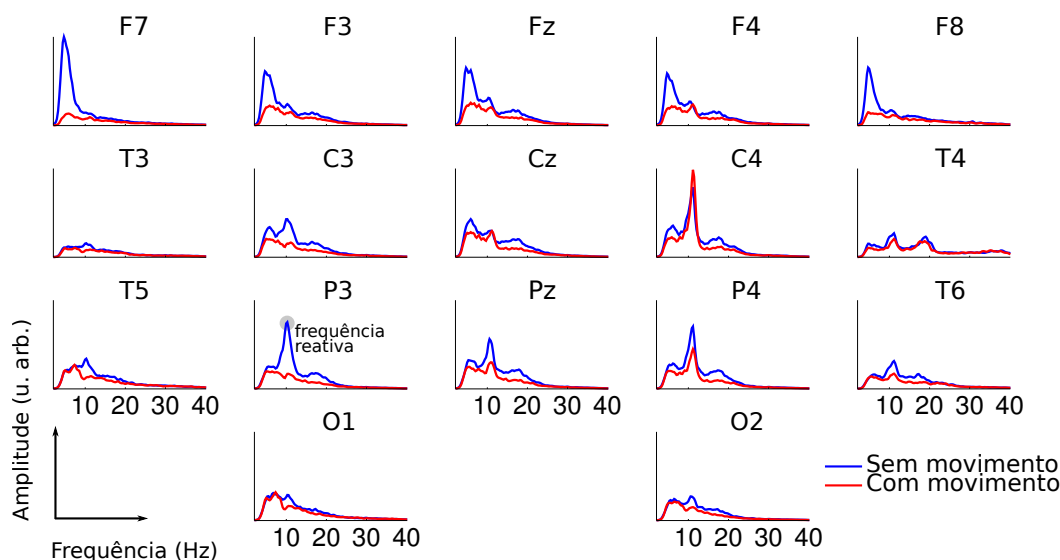


Figura 6.2: Espectro calculado por meio do periodograma de Welch das condições de movimento e não movimento para o voluntário S5 na condição MV. O sinal analisado foi filtrado na faixa entre 4 e 40 Hz.

Após estimar a porcentagem de sincronização e dessincronização como explicado na seção 5.2, e calcular a média entre todos os voluntários, foi achada uma DRE intensa em várias áreas do registro de EEG, mas não uma SRE relevante. A figura 6.3 e a figura 6.4 apresentam a média entre todos os voluntários da SRE/DRE estimada na banda alfa (8 a 12 Hz) para os movimentos FL e EX, respectivamente. A dessincronização é mais evidente para as condições MV e IM, especialmente na área central (C3, Cz, C4), onde a condição OB não apresenta uma resposta relevante.

Por outro lado, pode-se apreciar que a dessincronização está presente em várias áreas do córtex, e com maior intensidade na área parietal (P3, Pz, P4). Uma dessincronização também se apresenta na área occipital (O1 e O2). É também notório que a dessincronização na área do córtex subjacente ao eletrodo C3 é mais pronunciada do que a presente na área subjacente ao eletrodo C4, para ambas as condições MV e IM, possivelmente refletindo a contralateralidade do movimento. Um achado que contrasta com respostas geralmente obtidas (Pineda et al., 2000; Jeon et al., 2011; Sirvent Blasco et al., 2012) é que a área parietal apresenta uma maior resposta, refletido em uma DRE mais definida e intensa do que a presente na área central. Não foi possível achar diferenças notórias entre os movimentos FL e EX, impedindo a sua discriminação por meio da análise de SRE/DRE.

A figura 6.5 e a figura 6.6 apresentam a média entre todos os voluntários da SRE/DRE estimada para a banda beta baixa (14 a 22 Hz) para os movimentos FL e EX, respectivamente. Ao contrário do que acontece com a banda alfa, na banda beta a dessincronização

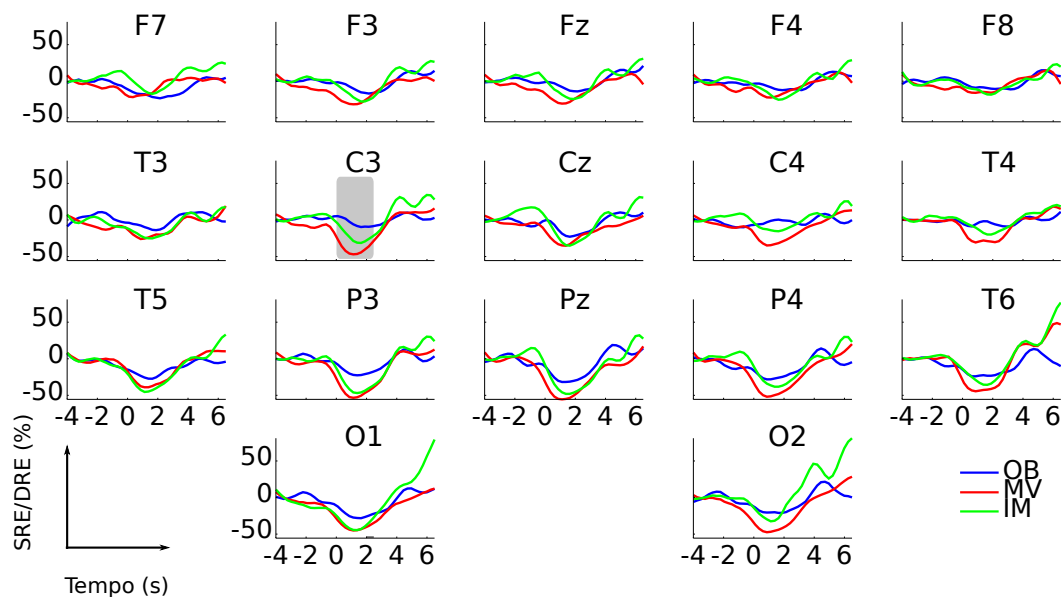


Figura 6.3: Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento FL na banda alfa. A área sombreada no eletrodo C3 indica o tempo de duração do movimento do robô manipulador.

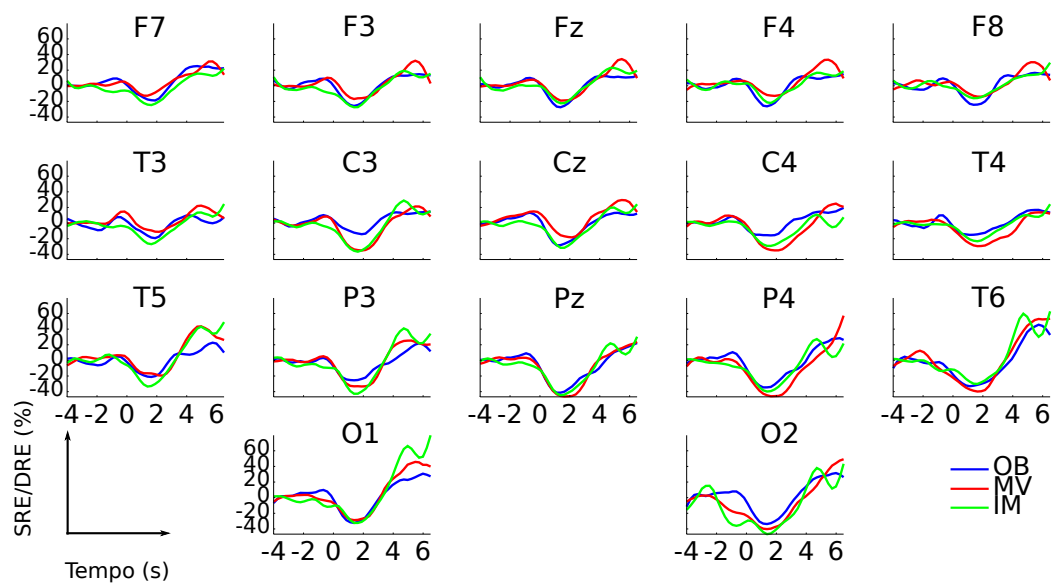


Figura 6.4: Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento EX na banda alfa.

é mais definida, destacando a sua duração que corresponde aproximadamente à duração do movimento do robô, em torno de 2,5 segundos. Além disso, a dessincronização está presente em todas as áreas de EEG registradas, com exceção das regiões temporais correspondentes aos eletrodos T3 e T4, onde a dessincronização é menor.

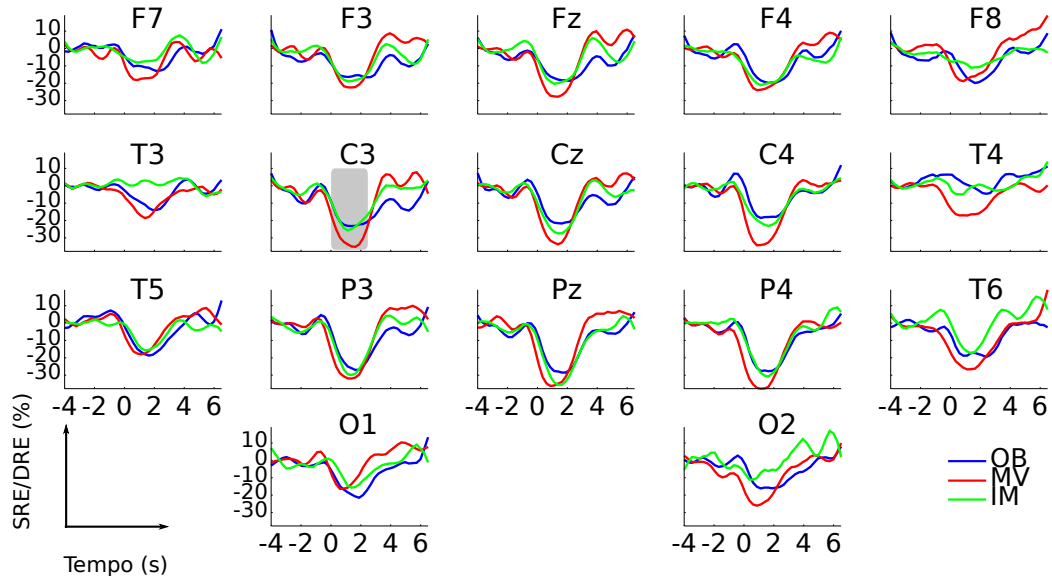


Figura 6.5: Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento FL na banda beta. A área sombreada no eletrodo C3 indica o tempo de duração do movimento do robô manipulador.

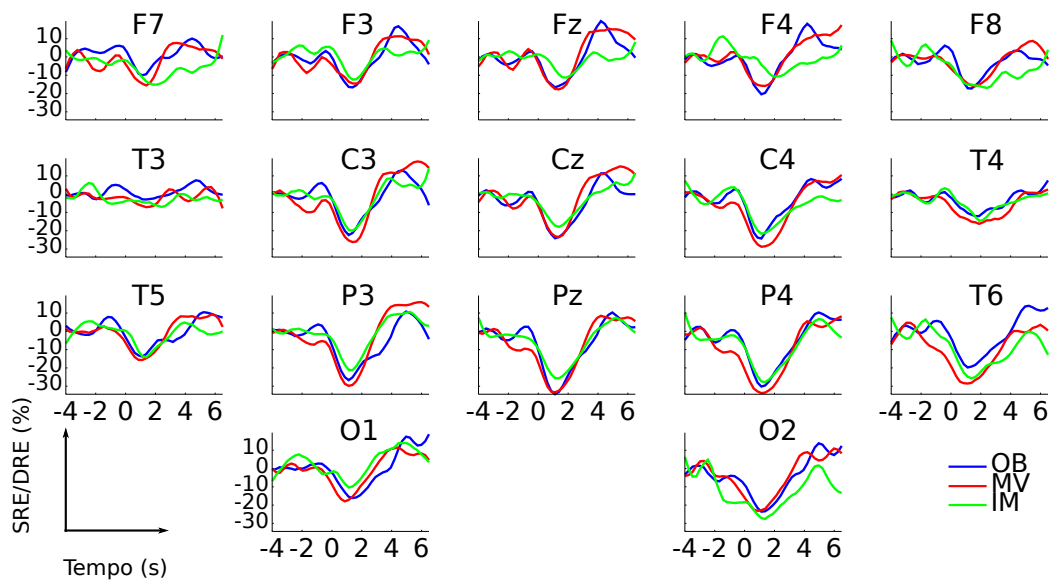


Figura 6.6: Média entre voluntários da SRE/DRE estimada para o movimento EX na banda beta.

No apêndice A são apresentados os gráficos de SRE/DRE obtidas para cada um dos voluntários do estudo. A próxima seção apresenta os resultados para o detector de intenção de movimento baseado na dessincronização relacionada com essa tarefa, que utiliza o teste F espectral (TFE) para a detecção.

6.3 Detecção da intenção de movimento

Um procedimento que permite a detecção de intenção de movimento baseado no teste F espectral (TFE) foi implementado. O processamento dos sinais de EEG e o fundamento teórico do detector é apresentado em detalhe na seção 5.3. A escolha do detector usando o TFE foi devido à presença de uma dessincronização, ou seja, uma queda na potência na banda alfa do sinal de EEG, e à possibilidade de estimar uma potência média do sinal de EEG, o que permite realizar uma comparação para detectar a presença de uma dessincronização que está relacionada com a intenção de movimento.

A frequência reativa foi calculada para cada um dos voluntários como um pico de atividade na banda alfa na ausência de movimento, descartando-se a banda beta já que a sua frequência reativa não é bem definida (figura 6.2). A tabela 6.1 apresenta os valores determinados para a frequência reativa para cada um dos voluntários do estudo. Todos os voluntários apresentaram um pico de atividade nos espectros de frequência dos sinais de vários canais na banda alfa. Os valores são característicos de cada pessoa e sendo assim variam entre os voluntários.

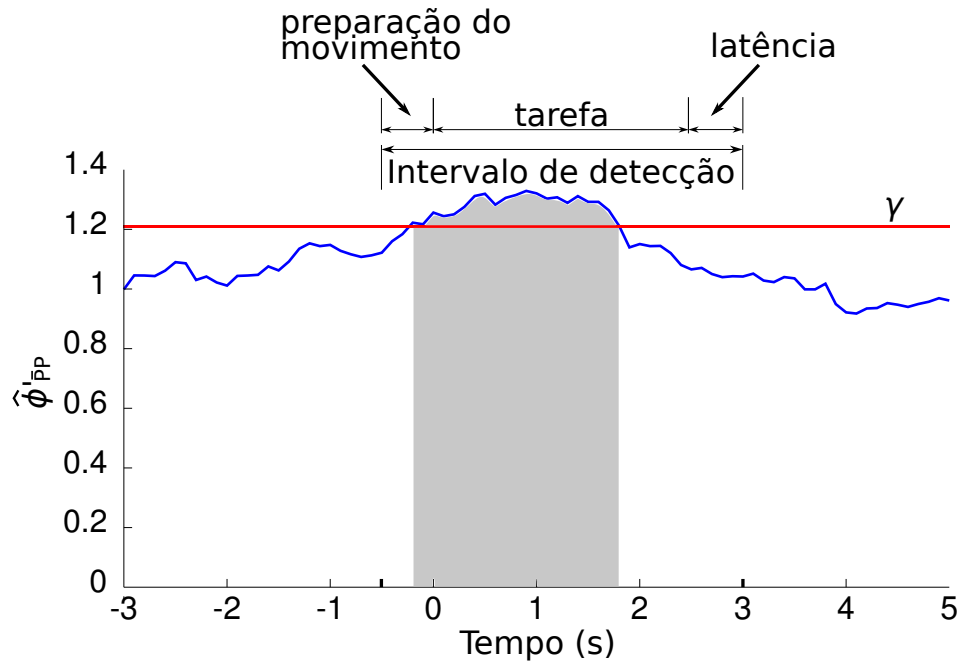
Tabela 6.1: Valores da frequência reativa para cada um dos voluntários do estudo.

	<i>Voluntário</i>					
	<i>S1</i>	<i>S2</i>	<i>S3</i>	<i>S4</i>	<i>S5</i>	<i>S6</i>
$f_R(\text{Hz})$	10,6	8,2	9,8	8,9	10,6	11,2

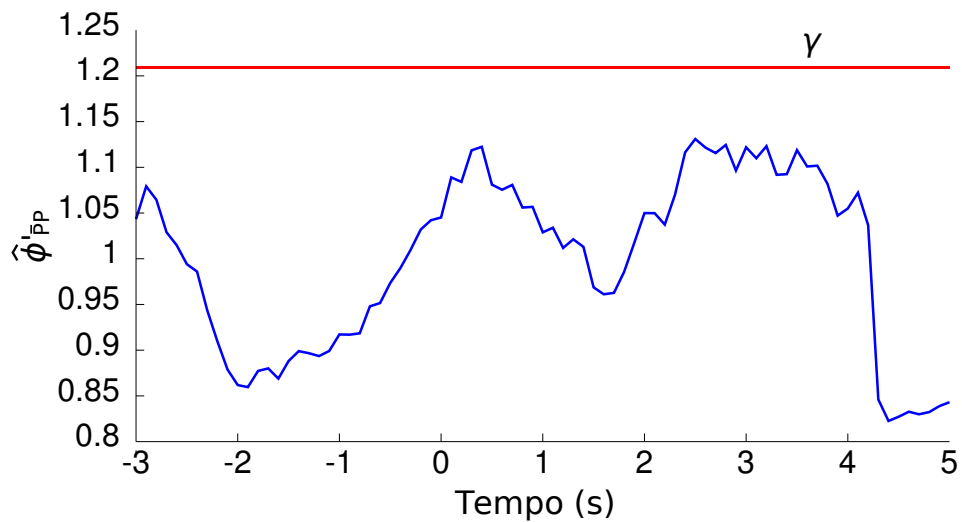
A razão $\hat{\phi}'_{\overline{PP}}$ da 5.9 foi calculada para todos os voluntários e condições, usando 1, 4, 8 e 12 trechos. Aquela razão foi comparada com a ocorrência do movimento da tarefa estudada. A figura 6.7 apresenta uma razão $\hat{\phi}'_{\overline{xx}}$ típica para os casos de detecção (figura 6.7a) e não detecção (figura 6.7b) da intenção de movimento. Na figura 6.7a é mostrado o intervalo de tempo que foi considerado para uma detecção ser válida, que vai desde o meio segundo antes do movimento ocorrer (-0.5 s), pela preparação do movimento, até o meio segundo após a tarefa ser concluída (3 s), pela latência da atividade cerebral para retornar em um estado de repouso.

As taxas de detecção foram determinadas para cada voluntário e condição. Devido a que não foi possível estabelecer diferenças entre o movimento FL e o EX, todos os trechos foram considerados para a detecção independente do tipo de movimento realizado. A figura 6.8 apresenta as taxas de detecção obtidas. A taxa de detecção foi determinada para cada condição do estudo: observação (OB, figura 6.8a), execução (MV, figura 6.8b) e imaginação (IM, figura 6.8c) do movimento.

As maiores taxas de detecção obtidas foram para a condição MV, enquanto que a condição OB apresentou as menores taxas de detecção. Assim, obtiveram-se taxas de detecção entre 53 e 97 % para 5 voluntários na condição MV, para 3 voluntários na

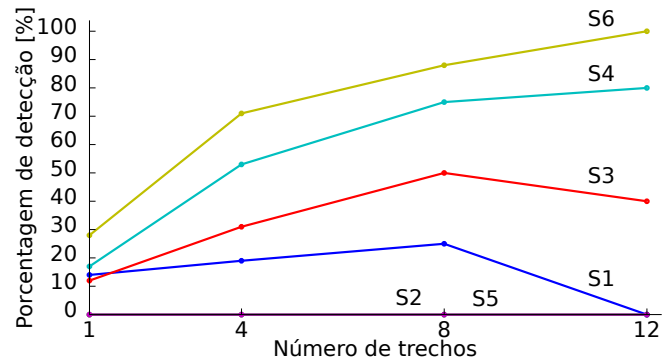


(a) Detecção da intenção de movimento. Quando a função $\hat{\phi}'_{\bar{x}\bar{x}}$ supera (área cinza) o limiar de detecção (linha vermelha) há presença de uma detecção.

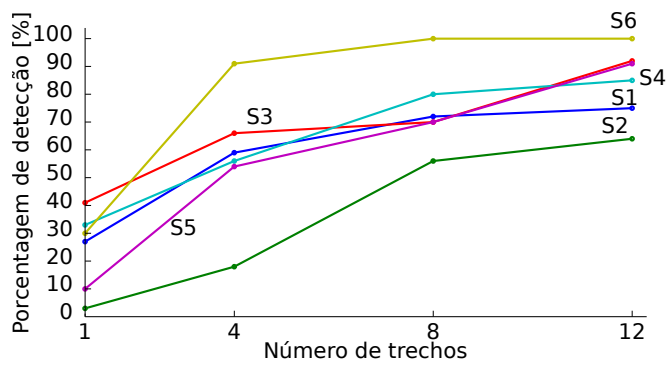


(b) Não detecção da intenção de movimento.

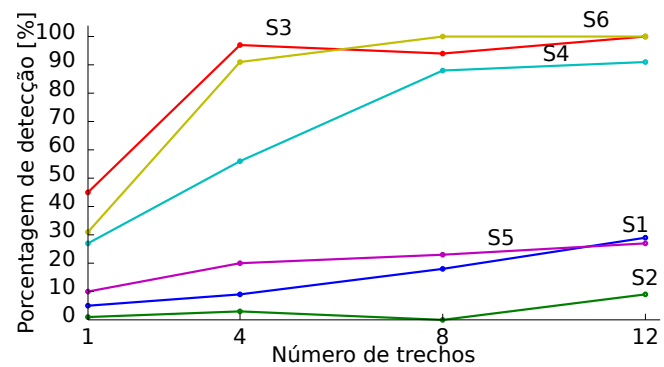
Figura 6.7: Razão do TFE ao longo do tempo para a detecção de intenção de movimento. Razão $\hat{\phi}'_{\bar{x}\bar{x}}$ para o voluntário S1 na condição MV usando 5 trechos no detector.



(a) Observação (OB) do movimento.



(b) Execução (MV) do movimento.



(c) Imaginação (IM) do movimento.

Figura 6.8: Taxas de detecção da intenção de movimento para todos os voluntários.

condição IM, e para 2 voluntários na condição OB. As taxas de detecção para a condição MV apresentam uma tendência de aumento com o número de trechos usados no detector, chegando a uma taxa de detecção de 100 % para o voluntário S6 quando são utilizados 8 trechos no detector.

A condição OB apresenta uma taxa de detecção em torno de 20 % (para uma realização da tarefa) para todos os voluntários, com exceção dos voluntários S2 e S5 cuja taxa de detecção se manteve em zero sem importar o número de trechos utilizados no detector.

A condição IM apresenta duas tendências bem definidas. Para um grupo de voluntários (S1, S2 e S5) a taxa de detecção se mantém baixa (menos de 30 %) ainda quando é incrementado o número de trechos usados no detector. O resto dos voluntários apresentam uma taxa de detecção que aumenta com o número de trechos usados no detector, chegando a 100 % de detecção para os voluntários S3 e S6 usando 12 trechos. Os falsos positivos mantiveram-se em menos de 5 %.

Taxas maiores de detecção da intenção de movimento permitiriam o controle da ICM. Quando o usuário imaginasse a tarefa motora estudada, uma dessincronização relacionada pode ser detectada ativando a tarefa de ingerir uma bebida, realizada e assistida pelo robô manipulador.

6.4 Tarefa realizada pelo robô manipulador

A tarefa na qual o robô manipulador alcança, pega uma garrafa e em seguida serve a bebida foi testada experimentalmente com cinco usuários. A altura dos usuários encontrava-se no intervalo de 1,6 até 1,9 m.

A execução da tarefa foi avaliada por meio do reporte da experiência dos usuários ao testar o sistema. Cada um dos usuários foi solicitado a realizar o movimento que mimetize a ingestão da bebida quando a pinça do robô, que segura a garrafa, alcançasse a pose desejada, próxima da boca. Também foi avaliado o rastreamento do usuário fornecido pelo Kinect[®]. O usuário foi solicitado a deslocar a sua cabeça da posição inicial o que fez com que o sistema atualize a pose e a pinça do robô alcance a nova pose para o usuário poder ingerir a bebida.

Além dessa avaliação, as poses desejadas foram comparadas com as poses executadas pelo robô manipulador. A figura 6.9 apresenta os parâmetros geométricos das poses desejadas e medidas para a etapa de alcance da garrafa. Pode-se notar a convergência do robô manipulador para a posição desejada após aproximadamente 5 segundos. Apesar da orientação não convergir para os valores desejados, observa-se que chega a um estado estável no mesmo instante em que a posição converge, o que é esperado devido a que o controlador utilizado dá prioridade à posição.

A figura 6.10 apresenta algumas das poses geradas pelo controlador de prioridade de posição para a primeira etapa da tarefa. O robô parte da pose $\underline{x}_0^{robô}$ em direção da pose

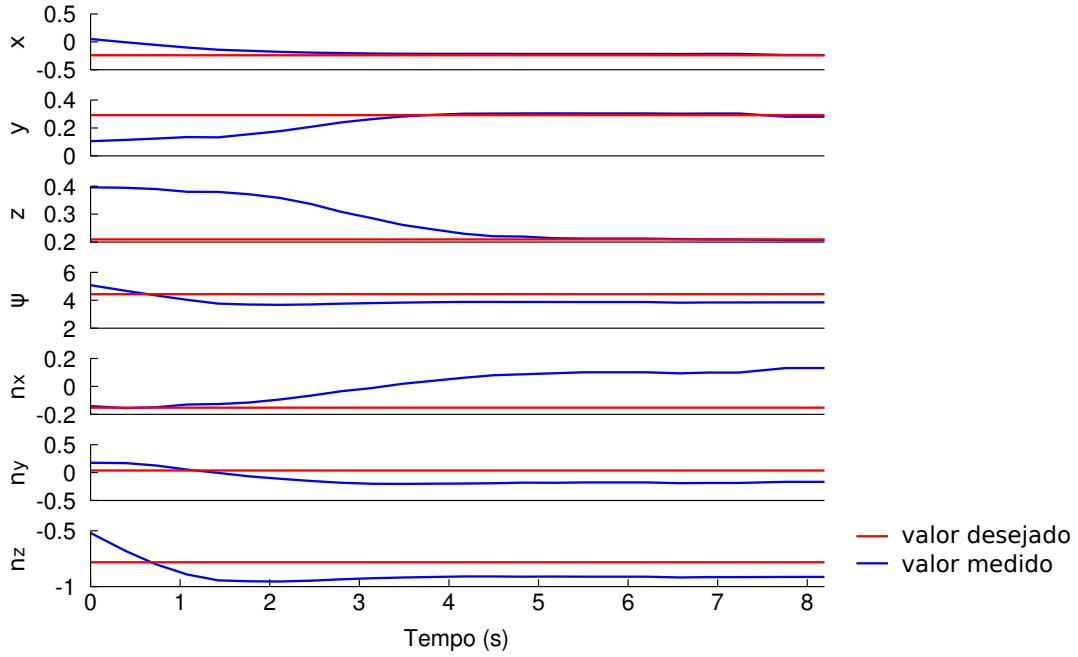


Figura 6.9: Resultados experimentais da primeira etapa, alcançar a garrafa. As posições x , y e z estão expressas em metros, o ângulo de rotação ψ em torno do eixo de rotação $n_x\hat{i} + n_y\hat{j} + n_z\hat{k}$ está expresso em radianos.

da garrafa $\underline{x}_{d,1}^{robô}$. Da pose na qual o controlador foi capaz de colocar ao efetuador do robô

$$\underline{x}_m^{robô} = \mathbf{r}_m^{robô} + \frac{1}{2}\varepsilon\mathbf{p}_m^{robô}\mathbf{r}_m^{robô}, \quad (6.1)$$

pode-se observar que o controlador converge em posição para $\mathbf{p}_m^{robô}$. A convergência para a orientação $\mathbf{r}_m^{robô}$ não foi obtida, porém os eixos chegaram em uma orientação adequada para o robô pegar a garrafa. A figura 6.11 apresenta a pose resultante do efetuador ao alcançar a garrafa quando foi realizado o experimento, note-se que a pinça do efetuador pode segurar a garrafa permitindo continuar com as próximas etapas do experimento.

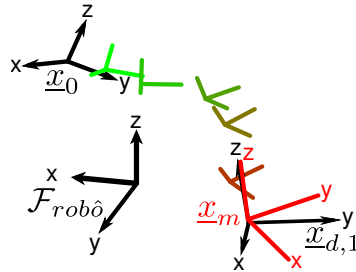


Figura 6.10: Trajetória gerada pelo controlador para a primeira etapa, alcançar a garrafa, da tarefa realizada pelo robô manipulador. O robô começa na pose \underline{x}_0 e chega na pose \underline{x}_m , sendo a pose $\underline{x}_{d,1}$ a desejada para aquela etapa da tarefa.

Na segunda etapa, de servir a bebida, a posição desejada é determinada pela medição do Kinect[®], que estima a posição da cabeça do usuário. A posição da cabeça é atualizada sempre que o usuário se desloque mais de 0,1 m da sua posição anterior. A figura 6.12



Figura 6.11: Pose final do efetador \underline{x}_m ao alcançar a garrafa. A pose $\underline{x}_{d,1}$ corresponde à desejada para aquela etapa.

apresenta os parâmetros geométricos da pose desejada e a do robô para a etapa de servir a bebida. Pode-se observar que o robô consegue acompanhar o movimento do usuário com as mudanças da sua posição. No trecho compreendido no intervalo de tempo entre 5 e 10 segundos, a posição no eixo y não converge, o que indica que o sistema não alcançou o regime permanente nesse intervalo.

Na terceira etapa, de colocar a garrafa de volta na mesa, houve convergência na posição do robô manipulador como apresentado na figura 6.13. A convergência da posição durou aproximadamente 10 segundos, ao contrário do que aconteceu na primeira etapa que durou a metade do tempo. Essa diferença no tempo de convergência entre a primeira e terceira etapa pode ser devido à solução que o controlador tenta determinar para voltar na mesa. Essa solução pode ser mais complexa do que a obtida para primeira etapa, já que para a primeira etapa o robô parte de uma posição inicial definida por meio de testes experimentais para garantir a convergência da solução evitando possíveis pontos de auto-colisão. De forma similar com o que aconteceu na primeira etapa, a orientação converge a um valor estável, porém com um erro em regime permanente em relação ao valor desejado.

A execução da tarefa foi avaliada qualitativamente, por meio da experiência reportada por cada um dos usuários. A convergência e estabilidade não foram quantitativamente avaliadas. Todos os usuários reportaram que a execução da tarefa foi satisfatória. O sistema foi capaz de alcançar uma posição próxima da boca do usuário, o que permitiu ao usuário mimetizar a ingestão da bebida. Quando o usuário deslocou-se além do raio mínimo para atualizar a sua pose, o sistema executou novamente o algoritmo para calcular a trajetória do robô e fazer com que posicione a garrafa perto da boca do usuário. A figura 6.14 mostra uma sequência das etapas que compõem a tarefa de servir uma bebida realizada pelo robô manipulador.

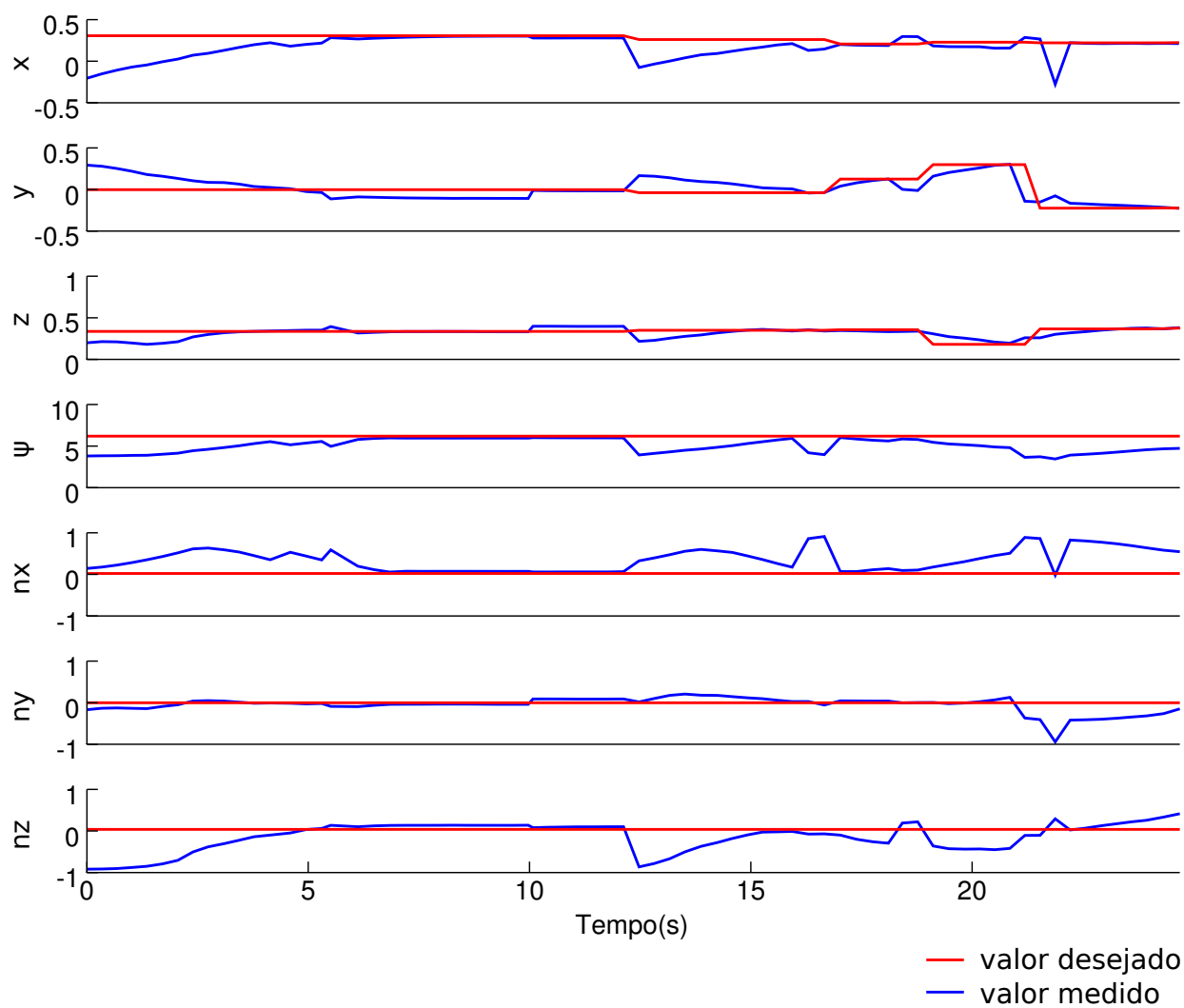


Figura 6.12: Resultados experimentais da segunda etapa, servir a bebida. As posições x , y e z estão expressas em metros, o ângulo de rotação ψ em torno do eixo de rotação $n_x\hat{i} + n_y\hat{j} + n_z\hat{k}$ está expresso em radianos.

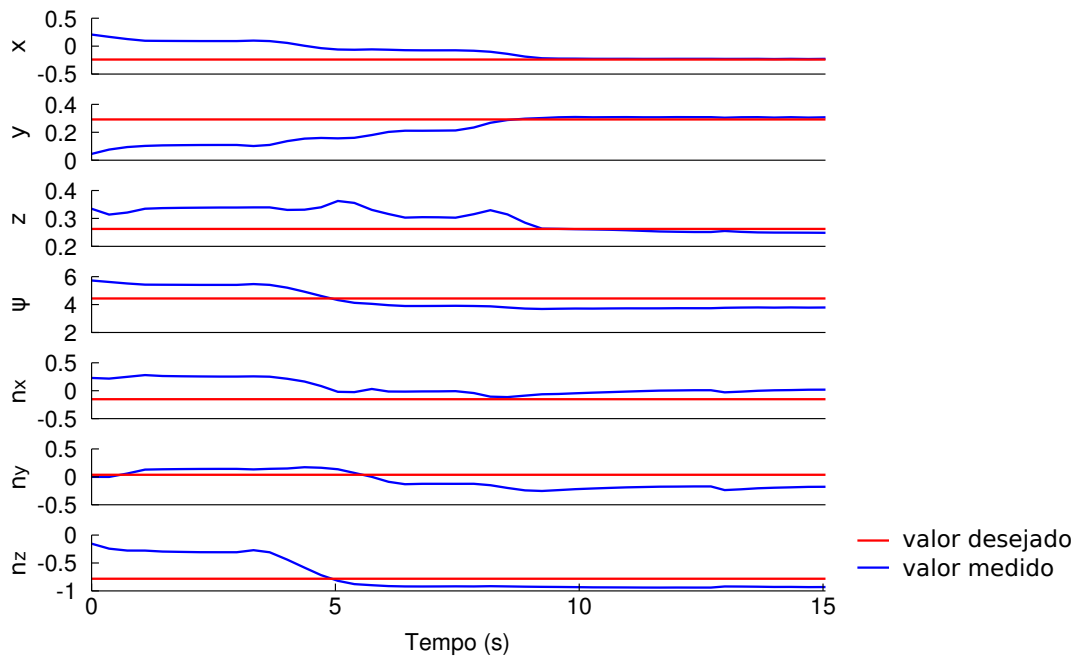


Figura 6.13: Resultados experimentais da terceira etapa, colocar a garrafa de volta na mesa. As posições x , y e z estão expressas em metros, o ângulo de rotação ψ em torno do eixo de rotação $n_x\hat{i} + n_y\hat{j} + n_z\hat{k}$ está expresso em radianos.

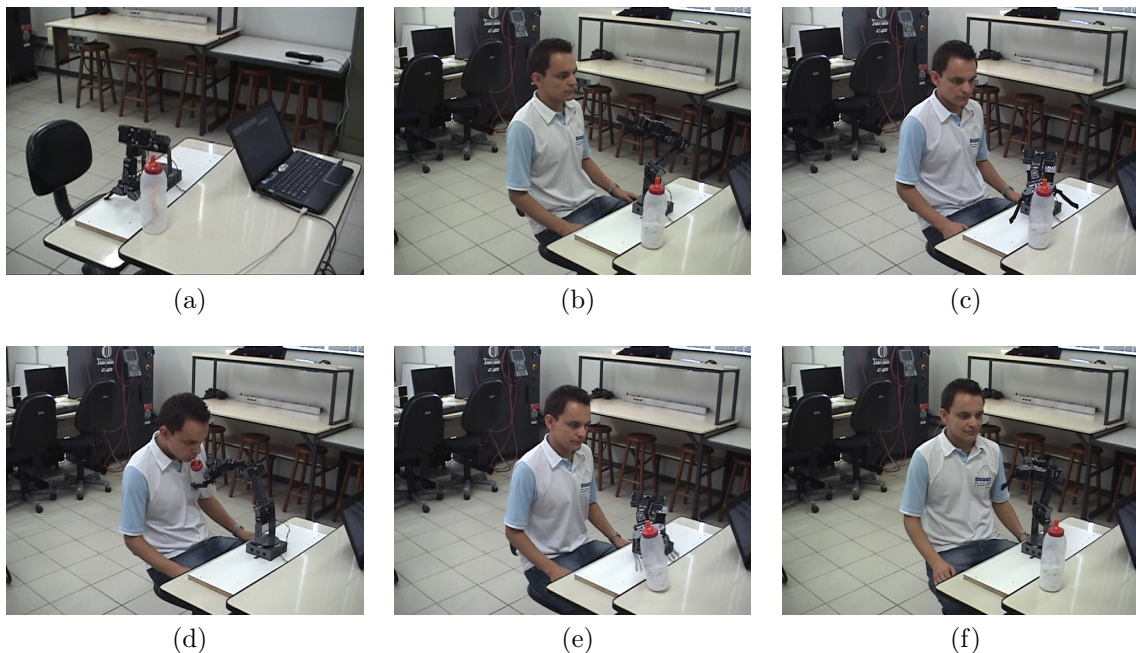


Figura 6.14: Etapas da tarefa realizada pelo robô manipulador. A sequência de imagens mostra (a) o ambiente de realização da tarefa, (b) o manipulador na sua pose inicial, (c) o alcance da garrafa, (d) o robô servindo a bebida, (e) o robô colocando a garrafa de volta na mesa e (f) o robô manipulador voltando para a posição inicial.

Human reason is snatching everything to itself, leaving nothing for faith.

Bernard of Clairvaux

7

Discussão e trabalhos futuros

7.1 Identificação de características e detecção de intenção de movimento usando sinais de EEG

Neste projeto, o primeiro passo para achar respostas cerebrais relacionadas com uma condição de estudo específica foi analisar o PRE. O PRE permite encontrar certas características ao calcular a média entre várias realizações de uma tarefa para eliminar o ruído de fundo (EEG espontâneo) não relacionado com ela (Picton et al., 2000; Santos-Filho et al., 2009; Blankertz et al., 2011). Porém, no estudo deste projeto não foi possível obter o PRE. Possivelmente a proximidade entre o usuário e o manipulador faz com que os movimentos dos olhos fiquem muito intensos. A baixa frequência dos movimentos dos olhos, e o fato de eles estarem sincronizados com a tarefa, fazem com que o PRE seja mascarado.

Na tentativa de desvendar o PRE, aplicou-se várias técnicas para remover a componente de EOG das respostas nos sinais de EEG. Foram aplicadas a análise de componentes principais (PCA), análise de componentes independentes (ICA) e ainda métodos de subtração ponderada, sem conseguir um padrão de PRE definido. O fato do movimento dos olhos ser de baixa frequência faz com que ele interfira no PRE que se encontra na mesma faixa de frequência. Por outro lado, o sinal de EOG permitiu identificar quando o movimento ocular foi ascendente ou descendente, ao obter um pico positivo ou negativo correspondente ao movimento dos olhos. Essa informação poderia ser utilizada para

desenvolvimentos futuros em interfaces humano-máquina.

A análise de DRE/SRE forneceu resultados que ampliam a discussão sobre as respostas cerebrais relacionadas com o movimento. A tarefa motora utilizando como estímulo o movimento do manipulador provocou a obtenção de respostas que diferem de outros estudos onde é utilizado um estímulo visual, como um LED ou a tela de computador (Santos-Filho et al., 2009; da Silva Pinto et al., 2011a).

Na tarefa motora do nosso estudo, a área parietal apresentou a dessincronização mais intensa, seja quando a tarefa é observada, executada ou imaginada. Isto difere com estudos que mostram que a atividade mais significativa apresenta-se na área central (Pineda et al., 2000; Jeon et al., 2011). Várias áreas apresentaram uma dessincronização tanto na banda alfa (8-12 Hz) quanto na banda beta baixa (14-22 Hz). As áreas central, parietal e ainda a occipital apresentaram o padrão de dessincronização relacionada ao movimento para todas as condições do estudo, ou seja, de observação, execução e imaginação. As áreas responsivas sugerem atividade visual, motora e cognitiva (Behrmann et al., 2004; Hwang et al., 2012; Berman et al., 2012).

É importante lembrar que na área central localiza-se o córtex motor primário, responsável por enviar comandos de baixo nível (por exemplo, codificação de posição, direção e orientação) aos centros inferiores do SNC para a execução de um movimento. Na área occipital localiza-se o córtex visual, que corresponde à área do córtex mais responsiva a estímulos visuais. A área parietal tem sido associada com aspectos cognitivos do cérebro, com a associação entre informações visuais e de outras modalidades sensoriais e motoras, assim como no nível de atenção de um indivíduo (Kandel et al., 2000; Behrmann et al., 2004; Bear et al., 2006).

A ativação dessas áreas indicam que a tarefa motora descrita nesta dissertação envolve uma complexidade maior se comparada com outros estudos. Tem-se uma atividade visual relacionada à tarefa motora, atividade na área parietal que pode indicar o nível de atenção, processamento de informação e integração multimodal e visuomotora, para formar um processo mental completo, com percepção, decisão e ação.

Foi observado que a execução e imaginação do movimento provocam uma dessincronização mais intensa na área central do que a presente quando o movimento é observado. Isto pode ser devido ao fato que a observação é um processo mais passivo e que não provoca muita atividade no córtex motor primário (Pineda et al., 2000).

Um outro aspecto destacável sobre a tarefa motora do estudo é que a duração da dessincronização corresponde aproximadamente à duração do movimento executado pelo robô do estudo desenvolvido. Pode-se levantar a hipótese que a duração da dessincronização tem uma relação direta com a duração do movimento. A dessincronização na área central C3 para a execução e imaginação da tarefa motora foi mais intensa que a presente na C4, o que pode ser devido à contralateralidade. Estudos posteriores devem investigar estas hipóteses.

Se a duração da dessincronização está relacionada com a duração do movimento, imaginar movimentos que demorem mais tempo pode melhorar o desempenho da ICM ao aumentar a taxa de detecção e diminuir a possibilidade de falsas detecções. A contralateralidade presente na área central pode ajudar na execução de tarefas bimanuais realizadas por vários robôs manipuladores trabalhando cooperativamente (Adorno et al., 2010).

Estudos que considerem vários tipos de movimento e as respostas cerebrais associadas serão necessários para a futura implementação de uma ICM que possua um repertório aceitável de tarefas do cotidiano. Acredita-se que modelos relacionando as características dos movimentos, por exemplo, tipo, direção, velocidade, com as respostas cerebrais que provocam ajudariam na discriminação de diferentes estados mentais relacionados com tarefas motoras específicas.

Após analisar a dessincronização relacionada ao movimento e obter padrões de atividade cerebral, o detector baseado no TFE foi implementado. Aproveitando a dessincronização presente quando o movimento é observado, executado ou imaginado, foi possível estabelecer um critério para projetar o detector. Uma estimativa da média do espectro do sinal de EEG é comparada com o espectro do sinal de EEG e sempre haverá detecção quando o limiar pré-determinado do TFE seja superado. Comparando as detecções com as ocorrências do movimento do estudo, foi estabelecida a taxa de detecção.

A detecção de intenção de movimento utilizando uma única realização do movimento não foi satisfatória (em torno de 35 %). Vários fatores podem influenciar para essa baixa taxa de detecção: a variabilidade das respostas cerebrais no mesmo indivíduo e entre indivíduos, os artefatos que influenciam nos sinais cerebrais, a complexidade dos diferentes processos que geram a atividade cerebral, a baixa especialização da atividade cerebral recolhida pelos eletrodos de EEG, a não execução da tarefa por parte do voluntário e o não treinamento prévio em imagética dos voluntários. Esses fatores podem refletir em uma não detecção da intenção de movimento tanto como na detecção equívoca de intenção de movimento, provocando falsos positivos.

O detector foi capaz de contornar alguns desses problemas. Os efeitos da variabilidade do EEG no voluntário à medida que a coleta avança foram diminuídos por meio do uso do estimador de média com fator de esquecimento, que estima uma média do espectro do sinal de EEG considerando um número de amostras, atualizando seu valor de uma forma suave. A variabilidade entre indivíduos foi contornada ao calcular a frequência reativa para cada voluntário, o que melhora a extração de características por meio da obtenção da frequência que mais varia com relação à tarefa. Os artefatos externos que influenciam nos sinais de EEG foram atenuados ao registrar o EEG na cabine de coleta que possui isolamento. A complexidade dos processos mentais que geram a atividade cerebral captada por meio de EEG foi reduzida com o uso de várias realizações da tarefa no detector, obtendo uma melhora progressiva na taxa de detecção. A baixa especialização da atividade recolhida pelos eletrodos, assim como a não realização da tarefa por parte do voluntário são fatores

cujos efeitos não puderam ser atenuados.

Vários estudos têm reportado que o treinamento mental de uma tarefa motora melhora as respostas obtidas. Efeitos do treinamento são respostas mais intensas, modulação voluntária dos ritmos cerebrais e conseqüentemente melhor discriminação dos estados mentais, o que permite um melhor controle dos dispositivos por meio de uma ICM. O treinamento motor é um ponto importante que deve ser desenvolvido em próximas pesquisas.

7.2 Tarefa realizada pelo robô manipulador

Os cinco graus de liberdade do robô manipulador AX18 da *CrustCrawler Robotics*, usado para executar a tarefa definida para este projeto, provocou o surgimento de desafios no controle associados com sua estrutura subatuada para a tarefa apresentada nesta dissertação. Diferente de um manipulador com seis ou mais graus de liberdade, de atuação completa, que tem a possibilidade de se colocar em qualquer pose dentro do seu espaço de trabalho, um manipulador subatuado precisa da garantia que a pose desejada é atingível, ainda estando dentro de seu espaço alcançável. Caso contrário, mesmo que o sistema seja estável haverá um erro em regime permanente.

Considerando essas dificuldades, e com o objetivo de contornar e evitar problemas de singularidades e instabilidade no controle, a estratégia de controle detalhada na seção 4.4 foi aplicada na tarefa que permite ao robô manipulador servir uma bebida a uma pessoa. Assim, um controlador de posição foi usado ao longo da execução da tarefa. A orientação foi controlada no espaço nulo do controle de posição. Com três graus de liberdade sendo utilizados pelo controle de posição, dois ficaram disponíveis para controlar a orientação, o que fez com que a tarefa seja realizada de uma forma aceitável, desde o ponto de vista de execução e satisfação dos usuários que testaram o sistema. O robô foi sempre capaz de convergir em posição, mas sempre com um erro de orientação em regime permanente.

Um critério de erro aceitável foi estabelecido para fazer com que o controlador possa passar de uma etapa à seguinte. Se a norma do erro de posição é menor do que um limiar ou se a variação da norma do erro é mínima, se considera que o controlador atingiu uma posição estável. Dado que a orientação foi determinada experimentalmente para que fosse facilmente alcançável pelo manipulador, ela convergia mais rápido do que a posição. Somente a posição foi considerada no critério de erro aceitável, já que a orientação não estava garantida pelo controlador.

Um tremor visivelmente perceptível ficou presente em certos instantes da execução da tarefa. Isto pode ser devido à não rigidez dos elos, própria da estrutura do robô e dos servomotores que o compõem. Este tremor poderia ser tratado estabelecendo critérios de controle que considerem os aspectos mecânicos que causam o tremor no robô.

Na segunda etapa da tarefa realizada pelo robô manipulador, a posição desejada era

determinada pela estimativa da posição da cabeça do usuário fornecida pelo Kinect[®]. A posição só era atualizada se o usuário se afastasse mais do que 0,1 m da sua posição anterior e só quando o controlador convergisse. A posição não foi atualizada constantemente dentro do laço de controle devido à taxa de transmissão de dados do Kinect[®], que se encontra entre 3 e 20 medições por segundo (Dutta, 2012). Porém, a experiência não foi desconfortável segundo reportado pelos usuários devido ao curto tempo que leva ao robô alcançar uma nova posição.

O protótipo da tarefa realizada pelo robô com realimentação no nível de interação humano-robô fornecida pelo Kinect[®] foi desenvolvido integralmente na plataforma Matlab[®]. A plataforma não tem garantia no tempo de execução das rotinas, ou seja, não é um sistema de tempo real, o que diminui o desempenho dos controladores cinemáticos. Futuros desenvolvimentos devem incluir uma plataforma dedicada para a execução do controle e que tenha as garantias que o Matlab[®] não possui. Espera-se com isso melhorar o rendimento e qualidade da execução da tarefa.

Desenvolvimentos futuros devem incluir melhoras na definição das primitivas geométricas da tarefa. A orientação do efetuador ao servir a bebida pode ser determinada a partir de uma projeção da posição da cabeça do usuário em relação à base do robô para facilitar a ingestão. A distância de segurança, que evita que o robô colida com o usuário, pode também ser ajustada de acordo com a orientação da pessoa. Utilizar um manipulador de atuação completa, com pelo menos seis graus de liberdade, pode melhorar o desempenho da execução da tarefa.

A determinação da orientação da cabeça da pessoa é outro problema a ser abordado. A orientação fornecida pelo Kinect[®] não é confiável segundo vários testes realizados nos quais as medidas de orientação eram instáveis ainda com o usuário se mantendo em uma pose fixa.

7.3 Desenvolvimento da ICM

O desenvolvimento de todas as partes da ICM deve ser um processo integrado. Nesta dissertação foi mostrado que a parte da extração de características de sinais de EEG ainda necessita de mais estudo para chegar a níveis aceitáveis e aplicações clínicas e comerciais. Porém, o desenvolvimento na robótica pode ajudar a contornar os problemas de detecção de respostas relacionadas com intenção de movimento.

O nosso paradigma de desenvolvimento de ICMs segue essa linha. Trabalhos futuros devem incluir a identificação e detecção de várias respostas a partir de registros da atividade cerebral. Cada uma dessas respostas estará vinculada a uma tarefa específica. O usuário da ICM poderá então escolher voluntariamente a execução de uma determinada tarefa. Por sua parte, o sistema robótico executará a tarefa escolhida pelo usuário quando receber o comando correspondente.

O sistema robótico é constituído, como mostrado nesta dissertação, de três elementos básicos: o ambiente para realizar a tarefa, sensores que permitem reconhecer o ambiente e seus elementos e as primitivas geométricas de realização e resolução da tarefa. Assim, o sistema robótico é encarregado de resolver a tarefa completa do baixo ao alto nível, ou seja, desde o planejamento e controle das trajetórias, segmentação da tarefa em etapas, localização dos objetos e o usuário e interação com o usuário.

Outros sinais biológicos, e ainda os próprios sinais cerebrais e os sensores do sistema robótico, podem indicar ao sistema se a execução da tarefa foi satisfatória para o usuário. Este tipo de paradigma faz com que a maior parte da resolução da tarefa fique por conta do sistema robótico, provendo uma experiência confortável e intuitiva para o usuário e aproveitando o potencial do desenvolvimento na robótica para compensar a dificuldade de extrair informações do cérebro por meio de EEG.

Todas as etapas do desenvolvimento da ICM foram estudadas e implementadas neste projeto. Porém, uma parte da ICM na etapa de processamento dos sinais, o algoritmo de tradução da interface, não foi implementado. O algoritmo de tradução transforma a intenção do usuário em um comando que ativa a tarefa de assistência realizada pelo robô manipulador.

A interação humano-robô por meio de uma ICM ainda requer estudos complementares antes de sua implementação. Os efeitos dos laços de realimentação tanto no usuário como no sistema robótico e a interação entre eles necessitam ser melhor estudados. Existem laços fechados desde o controle dos servomotores, o controlador do sistema robótico, a realimentação de posição do usuário no nível de interação humano-robô e até laços de realimentação nos sinais cerebrais do usuário ao interagir com o robô e o ambiente de funcionamento da ICM.

A baixa taxa de detecção obtida para o disparo da realização da tarefa foi outro fator para a não implementação do algoritmo de tradução. A detecção da intenção de movimento obtida para os casos nos quais ele é observado, tem efeitos ainda não estudados no funcionamento de uma ICM.

Fatores técnicos também impediram a implementação da ICM completa: a indisponibilidade de um sistema de coleta de EEG em tempo real e a necessidade de usar um robô de atuação completa para a execução da tarefa assistência.

O tempo de montagem do sistema de EEG é uma limitante para o uso da ICM. Opções de registro de EEG que usam eletrodos ativos, capacetes portáteis com os eletrodos já colocados e comunicação sem fio podem melhorar a experiência e o conforto no uso da ICM.

Finalmente, para poder discriminar a intenção de diferentes tarefas é necessário realizar mais pesquisa relacionando a atividade cerebral com diferentes tipos e características do movimento. Estudos concernentes às ICMs baseadas em manipuladores robóticos deveriam usar técnicas para determinar a posição, orientação, velocidade e aceleração

de uma variedade de movimentos efetuados pelos voluntários, e determinar correlações entre os movimentos e suas características com a atividade cerebral correspondente. Se é possível definir diferenças entre vários tipos de movimento, ou achar “assinaturas” de atividade cerebral para diferentes tarefas motoras, será possível implementar uma ICM capaz de realizar múltiplas tarefas, ativadas voluntariamente pelo usuário. Ainda mais, espera-se chegar na identificação de padrões de atividade cerebral que possam ser usados para interromper uma tarefa não desejada, aumentando o grau de controle do usuário sobre o sistema (Combaz et al., 2012). Uma ICM desse tipo, confortável, intuitiva, segura e funcional, significaria uma ferramenta que ajudaria a pessoas com deficiência a melhorar sua qualidade de vida.

Referências Bibliográficas

- Adorno, B. V. (2011). *Two-arm manipulation: From manipulators to enhanced human-robot collaboration*. [Contribution à la manipulation à deux bras : des manipulateurs à la collaboration homme-robot]. Tese de doutorado, Université Montpellier 2.
- Adorno, B. V., Fraisse, P., & Druon, S. (2010). Dual position control strategies using the cooperative dual task-space framework. In *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 3955–3960).
- Ajemian, R., Bullock, D., & Grossberg, S. (2001). A model of movement coordinates in the motor cortex: Posture-dependent changes in the gain and direction of single cell tuning curves. *Cerebral Cortex*, 11(12), 1124–35.
- Aler, R., Galván, I. M., & Valls, J. M. (2012). Applying evolution strategies to preprocessing EEG signals for brain-computer interfaces. *Information Sciences*, 215, 53–66.
- Allison, B. Z. (2003). *P3 or not P3: Toward a better P300 BCI*. Tese de doutorado, University of California, San Diego.
- Allison, B. Z., Brunner, C., Altstätter, C., Wagner, I. C., Grissmann, S., & Neuper, C. (2012). A hybrid ERD/SSVEP BCI for continuous simultaneous two dimensional cursor control. *Journal of Neuroscience Methods*, 209(2), 299–307.
- Amabile, R. A. N., Miranda, R. A., Tierra-Criollo, C. J., Mendes, E. M. A. M., Pompéia, S., & Manzano, G. M. (2008). Remoção automática de artefatos em sinais de EEG usando local SSA. In *XVII Congresso Brasileiro de Automática* (pp. 1–6).
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2006). *Neuroscience: Exploring the brain*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Behrmann, M., Geng, J. J., & Shomstein, S. (2004). Parietal cortex and attention. *Current Opinion in Neurobiology*, 14(2), 212–7.
- Bell, C. J., Shenoy, P., Chalodhorn, R., & Rao, R. P. N. (2008). Control of a humanoid robot by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Journal of Neural Engineering*, 5(2), 214–20.

- Berman, B. D., Horovitz, S. G., Venkataraman, G., & Hallett, M. (2012). Self-modulation of primary motor cortex activity with motor and motor imagery tasks using real-time fMRI-based neurofeedback. *NeuroImage*, 59(2), 917–25.
- Binder, M. D., Hirokawa, N., & Windhorst, U., Eds. (2009). *Encyclopedia of neuroscience*. Springer-Verlag.
- Blankertz, B., Lemm, S., Treder, M., Haufe, S., & Müller, K.-R. (2011). Single-trial analysis and classification of ERP components—A tutorial. *NeuroImage*, 56(2), 814–25.
- Braga, V. C. C., Cerqueira, F. G. G., & Tierra-Criollo, C. J. (2012). Interface cérebro máquina por potencial evocado cisual em regime permanente wireless com coleta online. In *XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica* (pp. 1–5).
- Cecotti, H. (2011). Spelling with non-invasive brain-computer interfaces—Current and future trends. *Journal of Physiology – Paris*, 105(1-3), 106–14.
- Chapin, J. K., Moxon, K. A., Markowitz, R. S., & Nicolelis, M. A. L. (1999). Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nature Neuroscience*, 2(7), 664–70.
- Chapman, A. H., Almeida, S. V., & dos Reis, M. A. (2006). *Leitura e interpretação de eletroencefalograma: EEG. Clínicos, pediatras e médicos de família*. Petrópolis, RJ, Brasil: EPUB.
- Chiaverini, S. (1997). Singularity-robust task-priority redundancy resolution for real-time kinematic control of robot manipulators. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 13(3), 398–410.
- Combaz, A., Chumerin, N., Manyakov, N. V., Robben, A., Suykens, J. A. K., & Van Hulle, M. M. (2012). Towards the detection of error-related potentials and its integration in the context of a P300 speller brain-computer interface. *Neurocomputing*, 80, 73–82.
- Curran, E. A. & Stokes, M. J. (2003). Learning to control brain activity: A review of the production and control of EEG components for driving brain-computer interface (BCI) systems. *Brain and Cognition*, 51(3), 326–336.
- da Silva, F. L. (1991). Neural mechanisms underlying brain waves: From neural membranes to networks. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 79, 81–93.
- da Silva Pinto, M. A., Baron, J., & Tierra-Criollo, C. J. (2011a). Otimização do potencial evocado visual de regime permanente eliciado por LED através dos parâmetros da estimulação. *Revista Neurociências*, 19, 76.

- da Silva Pinto, M. A., de Souza, J. K. S., Baron, J., & Tierra-Criollo, C. J. (2011b). A low-cost, portable, micro-controlled device for multi-channel LED visual stimulation. *Journal of Neuroscience Methods*, 197, 82–91.
- Daly, I., Nasuto, S. J., & Warwick, K. (2011a). Brain computer interface control via functional connectivity dynamics. *Pattern Recognition*, 45(6), 2123–2136.
- Daly, I., Nasuto, S. J., & Warwick, K. (2011b). Single tap identification for fast BCI control. *Cognitive Neurodynamics*, 5(1), 21–30.
- Doud, A. J., Lucas, J. P., Pisansky, M. T., & He, B. (2011). Continuous three-dimensional control of a virtual helicopter using a motor imagery based brain-computer interface. *PloS One*, 6(10), e26322.
- Doya, K. (1999). What are the computations of the cerebellum, the basal ganglia and the cerebral cortex? *Neural Networks*, 12, 961–974.
- Doya, K. (2000). Complementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control. *Current Opinion in Neurobiology*, 10, 732–39.
- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics*, 43(4), 645–49.
- Eras-Herrera, W. Y., Erazo-Costa, F. J., Tierra-Criollo, C. J., & Teixeira, B. O. S. (2012). Estimativa do Potencial Relacionado ao Movimento usando um Banco Interativo de Filtros de Kalman. In *XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica* (pp. 2106–2110). Porto de Galinhas, PE.
- Erazo-Costa, F. J. (2012). *Efeito da prática mental no eletroencefalograma durante tarefas visuo-motoras*. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais.
- Fatourech, M., Bashashati, A., Ward, R. K., & Birch, G. E. (2007). EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey. *Clinical Neurophysiology*, 118(3), 480–94.
- Fazli, S., Mehnert, J., Steinbrink, J., Curio, G., Villringer, A., Müller, K.-R., & Blankertz, B. (2012). Enhanced performance by a hybrid NIRS-EEG brain computer interface. *NeuroImage*, 59(1), 519–29.
- Gulrajani, R. M. (1998). *Bioelectricity and biomagnetism*. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Hatsopoulos, N., Joshi, J., & O’Leary, J. G. (2004). Decoding continuous and discrete motor behaviors using motor and premotor cortical ensembles. *Journal of Neurophysiology*, 92(2), 1165–74.

- Hochberg, L. R., Bacher, D., Jarosiewicz, B., Masse, N. Y., Simeral, J. D., Vogel, J., Haddadin, S., Liu, J., Cash, S. S., van der Smagt, P., & Donoghue, J. P. (2012). Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature*, 485, 372–75.
- Honey, C. J., Kötter, R., Breakspear, M., & Sporns, O. (2007). Network structure of cerebral cortex shapes functional connectivity on multiple time scales. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 104(24), 10240–5.
- Hwang, H.-J., Lim, J.-H., Jung, Y.-J., Choi, H., Lee, S. W., & Im, C.-H. (2012). Development of an SSVEP-based BCI spelling system adopting a QWERTY-style LED keyboard. *Journal of Neuroscience Methods*, 208(1), 59–65.
- Infantosi, A. & de Sá, A. M. (2007). A statistical test for evaluating the event-related synchronization/desynchronization and its potential use in brain-computer-interfaces. *IFMBE Proceedings*, 18, 1122–26.
- Jeon, Y., Nam, C. S., Kim, Y.-J., & Whang, M. C. (2011). Event-related (De)synchronization (ERD/ERS) during motor imagery tasks: Implications for brain-computer interfaces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(5), 428–436.
- Jerbi, K., Vidal, J. R., Mattout, J., Maby, E., Lecaigard, F., Ossandon, T., Hamamé, C. M., Dalal, S. S., Bouet, R., Lachaux, J.-P., Leahy, R. M., Baillet, S., Garnero, L., Delpuech, C., & Bertrand, O. (2011). Inferring hand movement kinematics from MEG, EEG and intracranial EEG: From brain-machine interfaces to motor rehabilitation. *IRBM*, 32, 8–18.
- Kalcher, J. & Pfurtscheller, G. (1995). Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 94(5), 381–84.
- Kandel, E. R. (2007). *In search of memory: The emergence of a new science of mind*. W. W. Norton & Company.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (2000). *Principles of neural science*. McGraw-Hill Medical, 4 edition.
- Kuipers, J. B. (2002). *Quaternions and rotation sequences: A primer with applications to orbits, aerospace and virtual reality*. Princeton University Press.
- Lebedev, M. A. & Nicolelis, M. A. L. (2006). Brain-machine interfaces: Past, present and future. *Trends in Neurosciences*, 29(9), 536–46.

- Leclercq, G., Lefèvre, P., & Blohm, G. (2013). 3D kinematics using dual quaternions: Theory and applications in neuroscience. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 7, 1–25.
- Li, Z., O’Doherty, J. E., Hanson, T. L., Lebedev, M. A., Henriquez, C. S., & Nicolelis, M. A. L. (2009). Unscented Kalman filter for brain-machine interfaces. *PloS One*, 4(7), e6243.
- Liao, W., Marinazzo, D., Pan, Z., Gong, Q., & Chen, H. (2009). Kernel Granger causality mapping effective connectivity on fMRI data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(11), 1825–35.
- Liegeois, A. (1977). Automatic supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, (12), 868–871.
- Machado, A. B. M. (2004). *Neuroanatomia funcional*. Rio de Janeiro, Brasil: Atheneu, 2 edition.
- McFarland, D. J., McCane, L. M., David, S. V., & Wolpaw, J. R. (1997). Spatial filter selection for EEG-based communication. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 103(3), 386–94.
- Middleton, F. A. & Strick, P. L. (2000). Basal ganglia and cerebellar loops: Motor and cognitive circuits. *Brain Research Reviews*, 31, 236–50.
- Müller, S. M. T., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2010). Incremental SSVEP analysis for BCI implementation. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, (pp. 3333–6).
- Müller, S. M. T., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2011). Implementação de uma ICC-SSVEP para o comando de uma cadeira de rodas robótica. In *X SBAI - Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*, volume X (pp. 211–216).
- Nair, D. G., Purcott, K. L., Fuchs, A., Steinberg, F., & Kelso, J. A. S. (2003). Cortical and cerebellar activity of the human brain during imagined and executed unimanual and bimanual action sequences: A functional MRI study. *Cognitive Brain Research*, 15(3), 250–60.
- Nuwer, M. R., Comi, G., Emerson, R., Fuglsang-Frederiksen, A., Guérit, J.-M., Hinrichs, H., Ikeda, A., Luccas, F. J. C., & Rappelsburger, P. (1998). IFCN standards for digital recording of clinical EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 106, 259–261.

- Owen-Reece, H., Smith, M., Elwell, C. E., & Goldstone, J. C. (1999). Near infrared spectroscopy. *British Journal of Anaesthesia*, 82(3), 418–26.
- Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., & Merabet, L. B. (2005). The plastic human brain cortex. *Annual Review of Neuroscience*, 28, 377–401.
- Pfurtscheller, G., Allison, B. Z., Brunner, C., Bauernfeind, G., Solis-Escalante, T., Scherer, R., Zander, T. O., Mueller-Putz, G., Neuper, C., & Birbaumer, N. (2010). The hybrid BCI. *Frontiers in Neuroscience*, 4, 1–11.
- Pfurtscheller, G., Graitmann, B., Huggins, J. E., Levine, S. P., & Schuh, L. A. (2003a). Spatiotemporal patterns of beta desynchronization and gamma synchronization in corticographic data during self-paced movement. *Clinical Neurophysiology*, 114(7), 1226–36.
- Pfurtscheller, G. & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842–57.
- Pfurtscheller, G., Müller, G. R., Pfurtscheller, J., Gerner, H. J., & Rupp, R. (2003b). 'Thought' - Control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neuroscience Letters*, 351(1), 33–36.
- Pfurtscheller, G. & Neuper, C. (2001). Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*, 89(7), 1123–34.
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., Schlögl, A., & Lugger, K. (1998). Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(3), 316–25.
- Pfurtscheller, G., Stancák, A., & Edlinger, G. (1997). On the existence of different types of central beta rhythms below 30 Hz. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 102(4), 316–25.
- Pfurtscheller, G., Stancák, A., & Neuper, C. (1996). Event-related synchronization (ERS) in the alpha band—An electrophysiological correlate of cortical idling: A review. *International Journal of Psychophysiology*, 24, 39–46.
- Pham, H.-L., Perdereau, V., Adorno, B. V., & Fraitse, P. (2010). Position and orientation control of robot manipulators using dual quaternion feedback. *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (pp. 658–663).
- Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., Miller, G. A., Ritter, W., Ruchkin, D. S., Rugg, M. D., & Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37, 127–52.

- Pineda, J. A., Allison, B. Z., & Vankov, A. (2000). The effects of self-movement, observation, and imagination on mu rhythms and readiness potentials (RP's): Toward a brain-computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), 219–22.
- Qin, L. & He, B. (2005). A wavelet-based time-frequency analysis approach for classification of motor imagery for brain-computer interface applications. *Journal of Neural Engineering*, 2(4), 65–72.
- Rowe, J. B., Stephan, K. E., Friston, K., Frackowiak, R. S. J., & Passingham, R. E. (2005). The prefrontal cortex shows context-specific changes in effective connectivity to motor or visual cortex during the selection of action or colour. *Cerebral Cortex*, 15, 85–95.
- Samek, W., Vidaurre, C., Müller, K.-R., & Kawanabe, M. (2012). Stationary common spatial patterns for brain-computer interfacing. *Journal of Neural Engineering*, 9(2), 1–24.
- Sanchez, J. C. & Principe, J. C. (2007). *Brain-machine interface engineering*, volume 2. Morgan & Claypool.
- Santos-Filho, S., Tierra-Criollo, C. J., Souza, A. P., Pinto, M. A. S., Lima, M. L. C., & Manzano, G. M. (2009). Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, (pp. 1–12).
- Selig, J. M. (2005). *Geometric fundamentals of robotics*. New York, USA: Springer-Verlag Inc.
- Siciliano, B., Sciavicco, L., Villani, L., & Oriolo, G. (2011). *Robotics: Modelling, planning and control (Advanced textbooks in control and signal processing)*. Springer.
- Simpson, D. M., Tierra-Criollo, C. J., Leite, R. T., Zayen, E. J., & Infantosi, a. F. (2000). Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(6), 691–98.
- Sirvent Blasco, J., Iáñez, E., Úbeda, A., & Azorín, J. (2012). Visual evoked potential-based brain-machine interface applications to assist disabled people. *Expert Systems with Applications*, 39(9), 7908–18.
- Souza, A. P. (2010). *Coerência, modelo oculto de markov e perceptron de multi-camadas em imagética motora*. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais.
- Tierra-Criollo, C. J. (2001). *Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais*. Tese de doutorado, Universidade Federal de Rio de Janeiro.

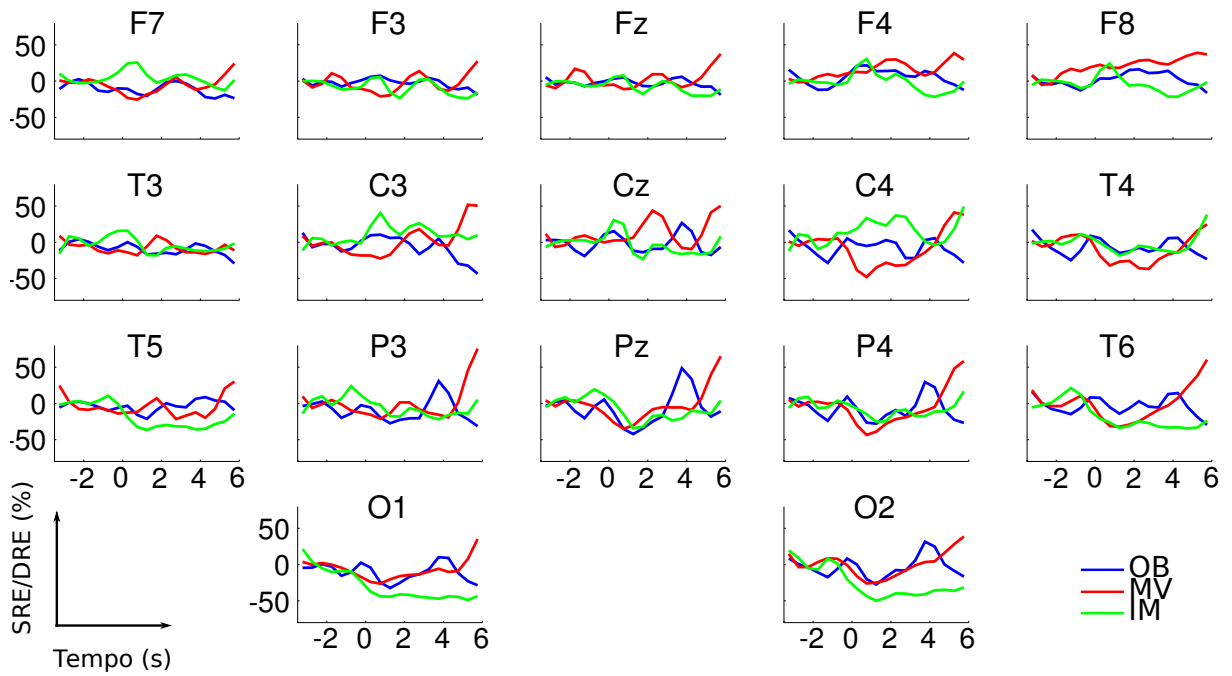
- Tierra-Criollo, C. J., Simpson, D. M., & Infantosi, A. F. C. (1998). Detección Objetiva de Respuestas Evocadas en el EEG con la Prueba Espectral F Ponderada. In *Primer Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica* (pp. 151–154).
- Ting, W., Guo-zheng, Y., Bang-hua, Y., & Hong, S. (2008). EEG feature extraction based on wavelet packet decomposition for brain computer interface. *Measurement*, 41(6), 618–25.
- Tomari, M. R. M., Kobayashi, Y., & Kuno, Y. (2012). Development of smart wheelchair system for a user with severe motor impairment. *Procedia Engineering*, 41, 538–46.
- Toxopeus, C. M., de Jong, B. M., Valsan, G., Conway, B. A., Leenders, K. L., & Maurits, N. M. (2011). Direction of movement is encoded in the human primary motor cortex. *PloS One*, 6(11), e27838.
- Trad, D., Al-ani, T., Monacelli, E., & Jemni, M. (2011). Nonlinear and nonstationary framework for feature extraction and classification of motor imagery. In *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, volume 2011 (pp. 1–6).
- Tsagarakis, N. & Caldwell, D. (2003). Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training. *Autonomous Robots*, 15, 21–33.
- Vidal, J. J. (1973). Toward direct brain-computer communication. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, 2, 157–80.
- Wang, Y., Gao, X., Hong, B., Jia, C., & Gao, S. (2008). Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(5), 64–71.
- Wessberg, J., Stambaugh, C. R., Kralik, J. D., Beck, P. D., Laubach, M., Chapin, J. K., Kim, J., Biggs, S. J., Srinivasan, M. A., & Nicolelis, M. A. (2000). Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. *Nature*, 408, 361–65.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6), 767–91.
- Wu, W., Black, M. J., Mumford, D., Gao, Y., Bienenstock, E., & Donoghue, J. P. (2004). Modeling and decoding motor cortical activity using a switching Kalman filter. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), 933–42.
- Wu, W., Gao, Y., Bienenstock, E., Donoghue, J. P., & Black, M. J. (2006). Bayesian population decoding of motor cortical activity using a Kalman filter. *Neural Computation*, 18, 80–118.

- Yeom, H.-G. & Sim, K.-B. (2008). ERS and ERD analysis during the imaginary movement of arms. In *International Conference on Control, Automation and Systems* (pp. 2476–2480).: IEEE.

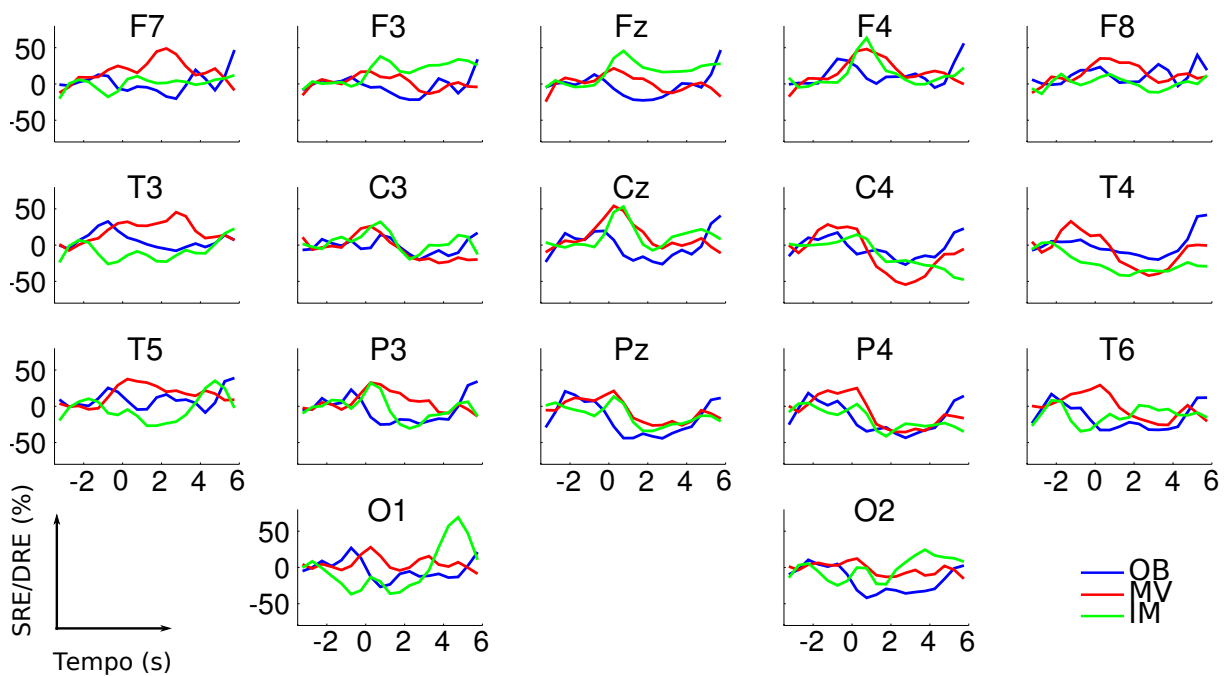
A

SRE/DRE estimadas para cada um dos voluntários do estudo

Neste apêndice é apresentada a estimativa de SRE/DRE para cada um dos voluntários do estudo, como ampliação dos resultados que mostram os padrões gerais apresentados na seção 6.2.

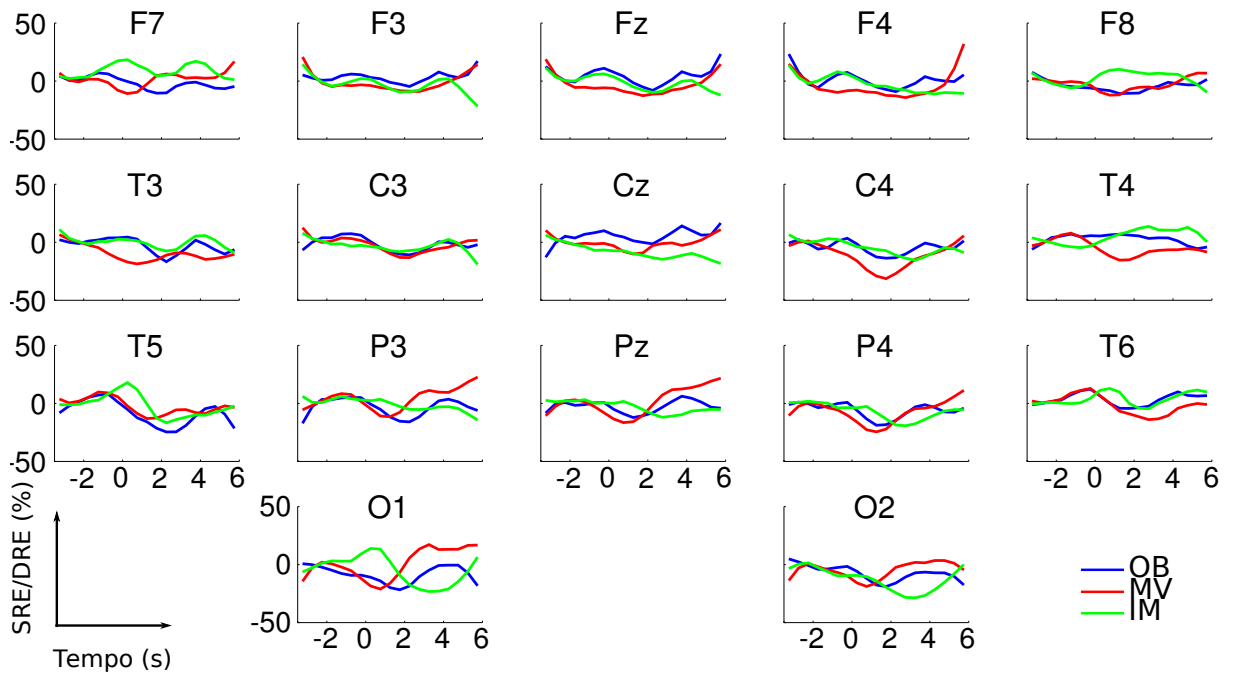


(a) Movimento FL

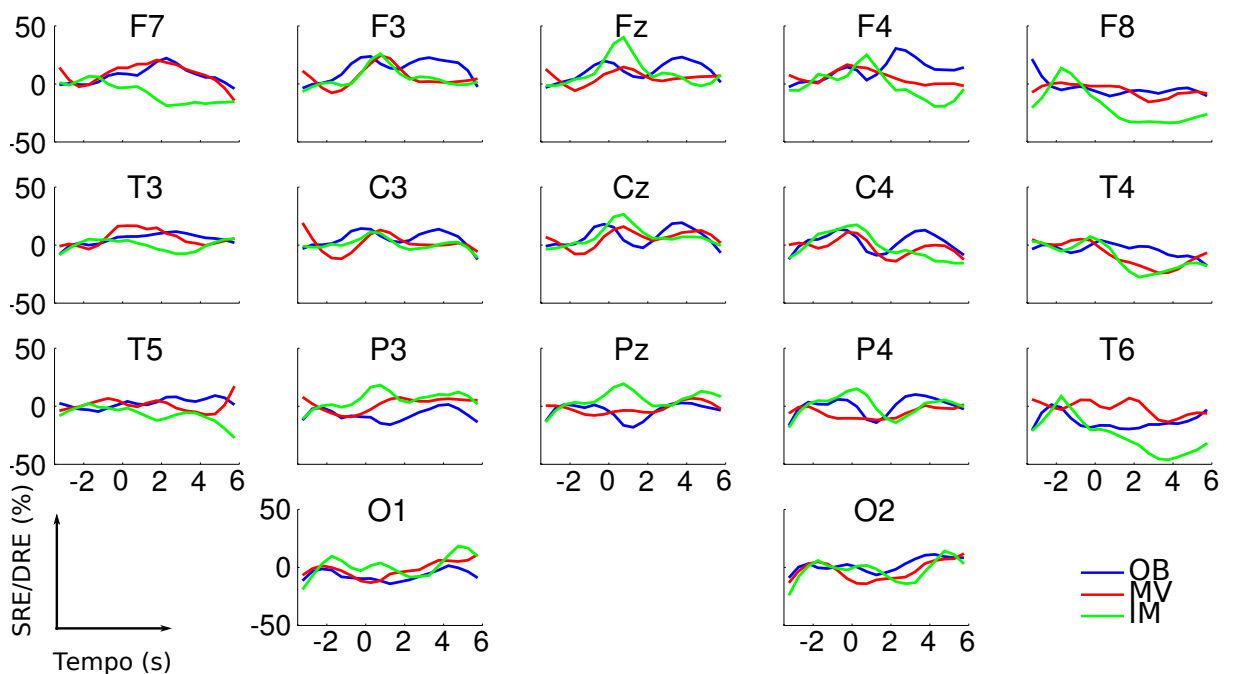


(b) Movimento EX

Figura A.1: SRE/DRE estimada para o voluntário S1 na banda alfa.

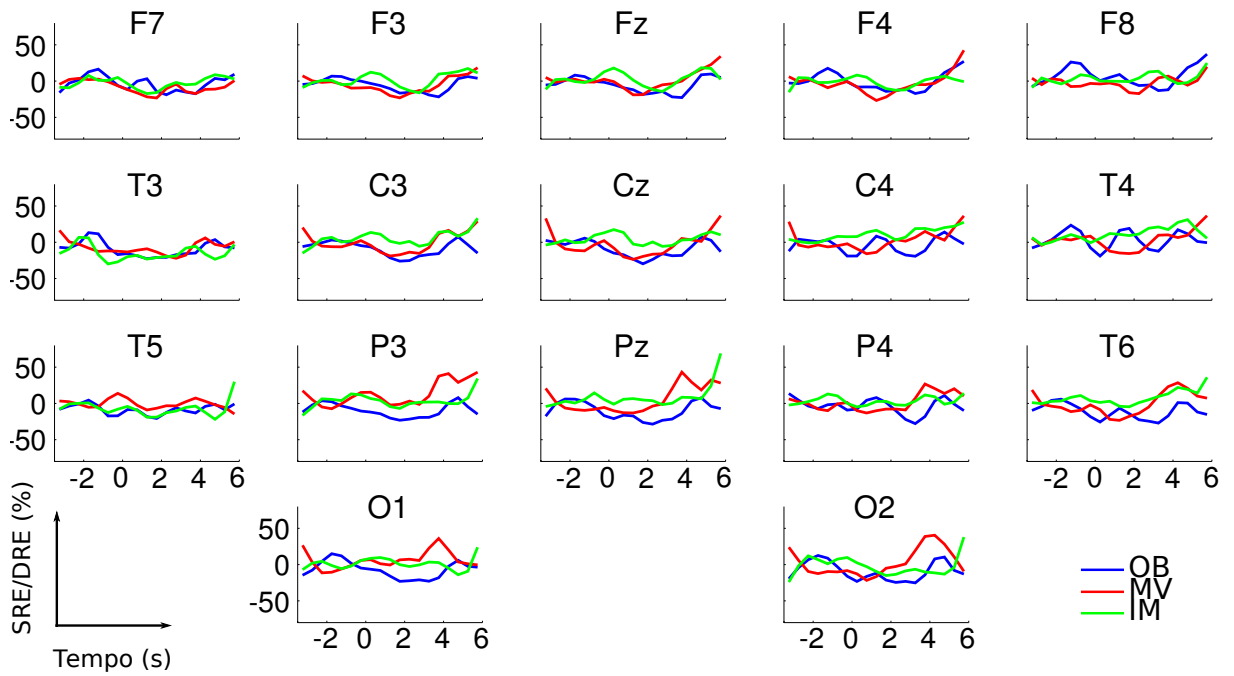


(a) Movimento FL

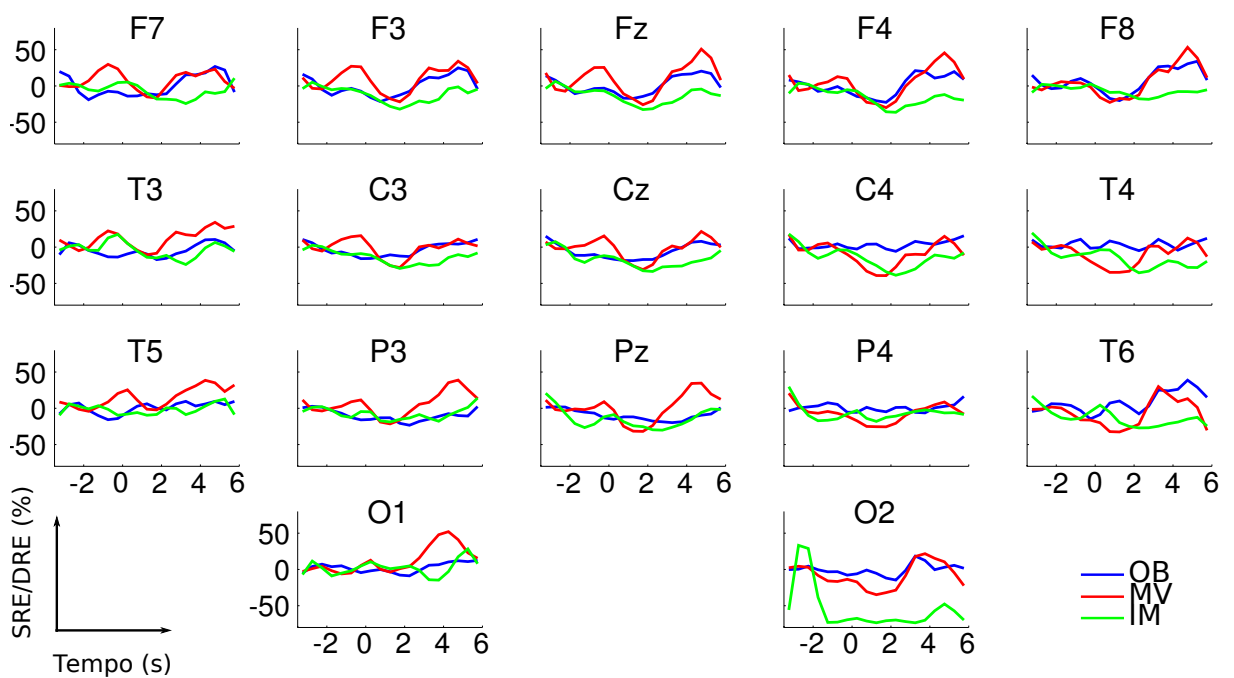


(b) Movimento EX

Figura A.2: SRE/DRE estimada para o voluntário S1 na banda beta.

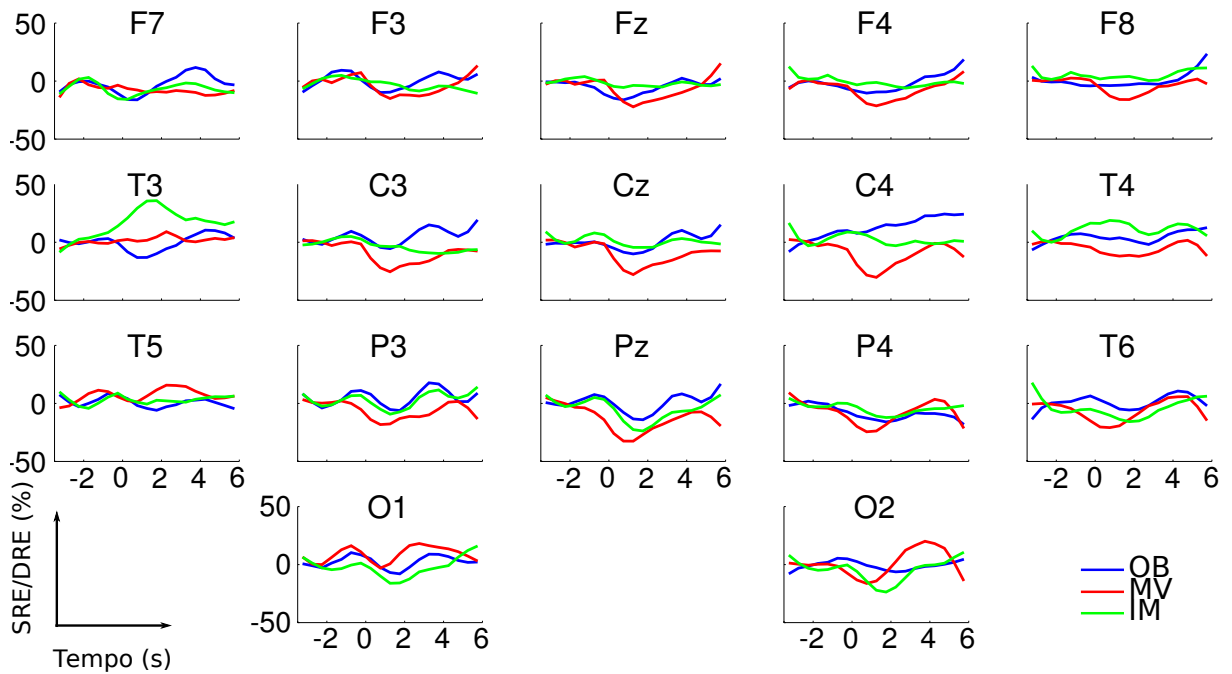


(a) Movimento FL

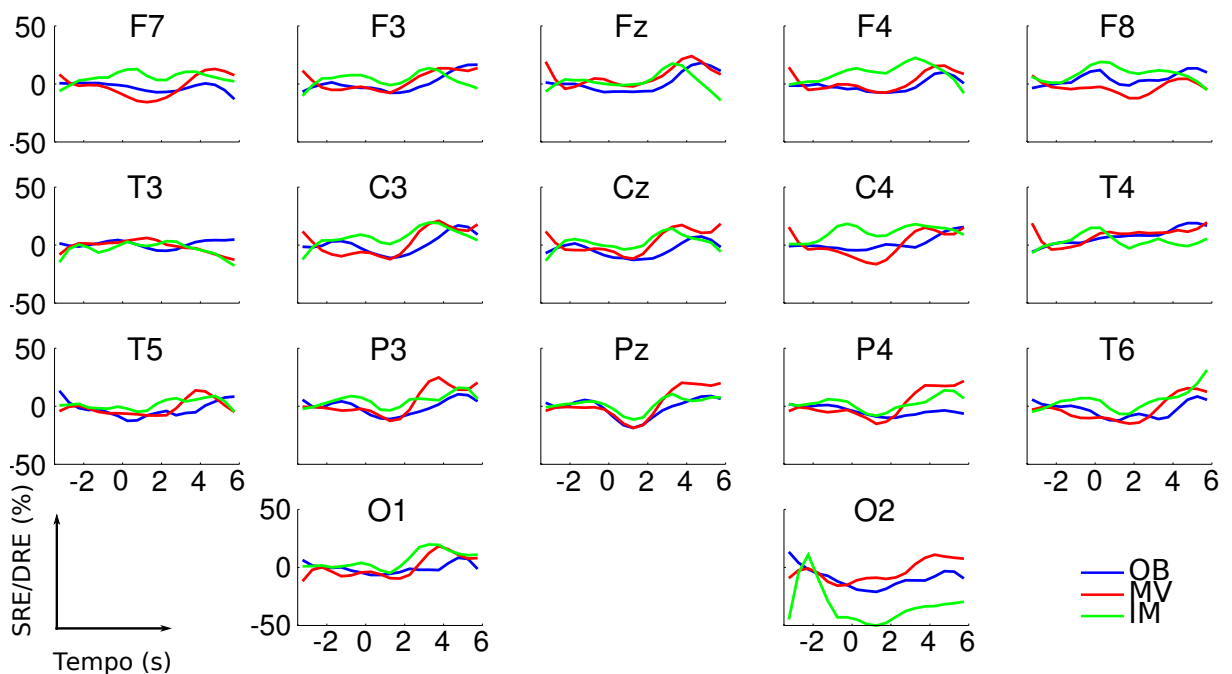


(b) Movimento EX

Figura A.3: SRE/DRE estimada para o voluntário S2 na banda alfa.

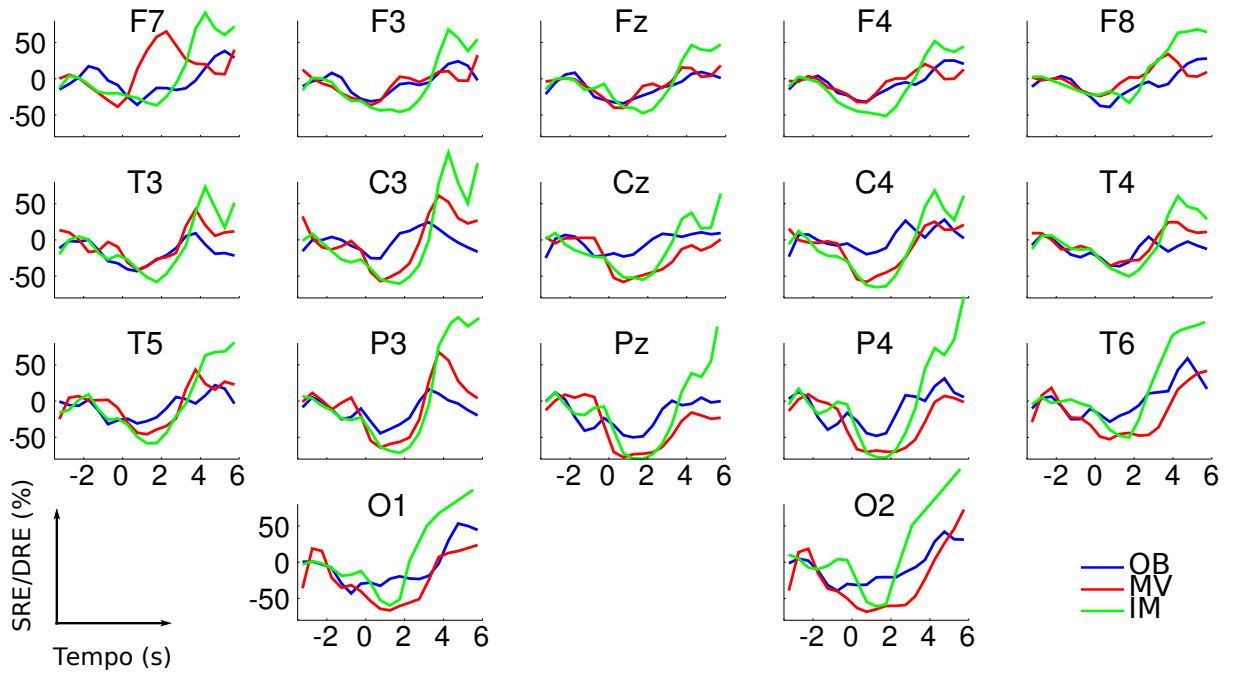


(a) Movimento FL

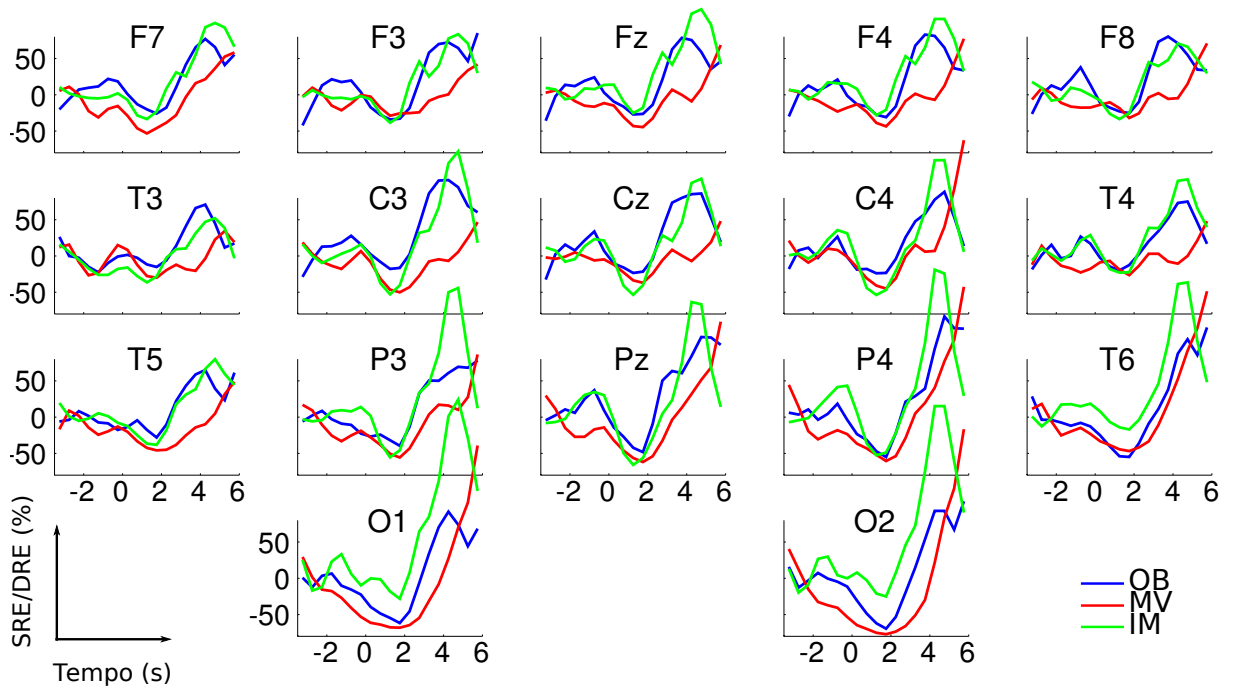


(b) Movimento EX

Figura A.4: SRE/DRE estimada para o voluntário S2 na banda beta.

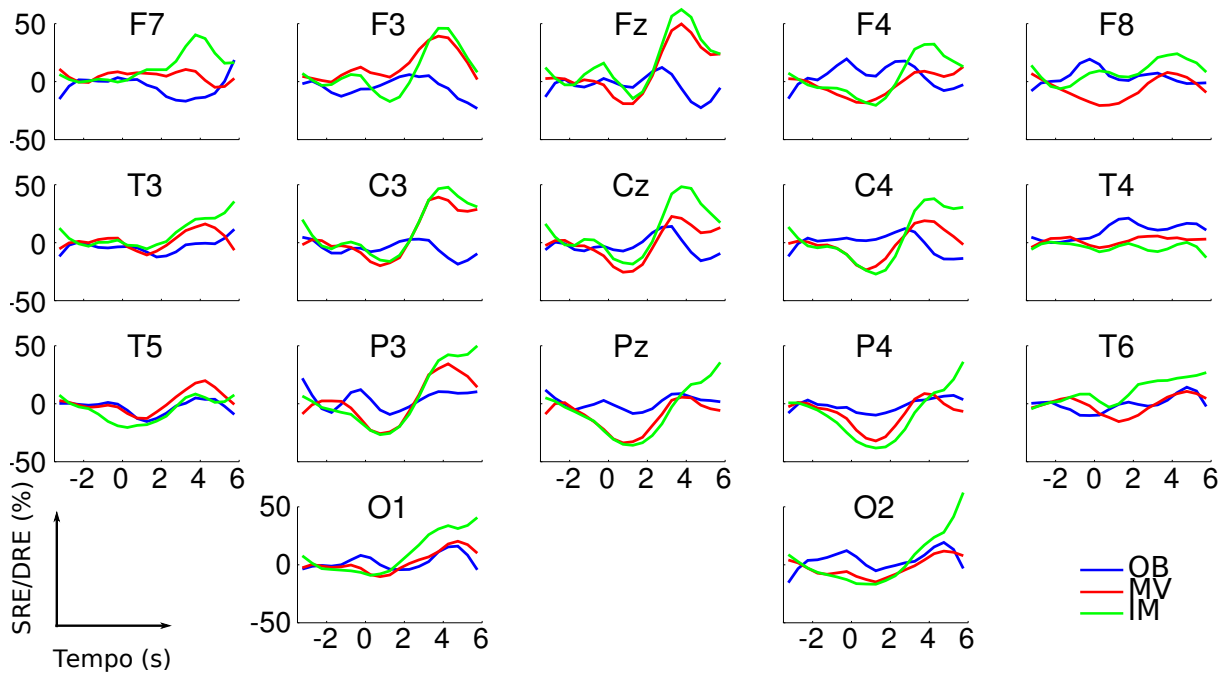


(a) Movimento FL

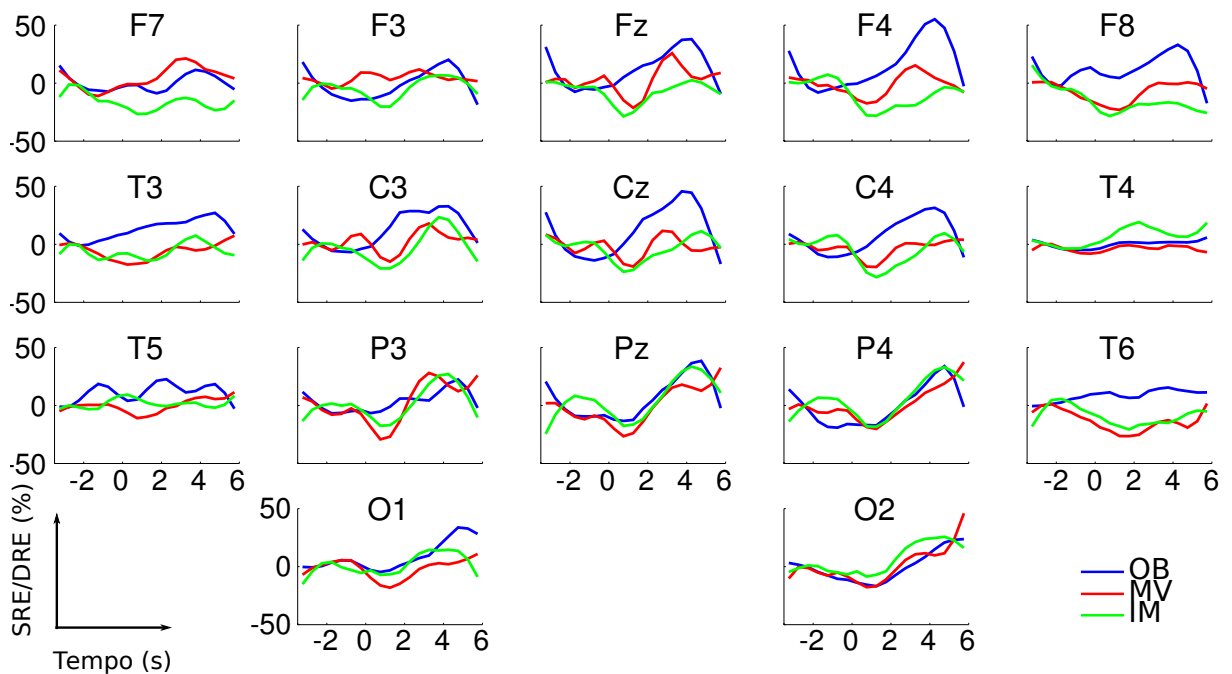


(b) Movimento EX

Figura A.5: SRE/DRE estimada para o voluntário S3 na banda alfa.

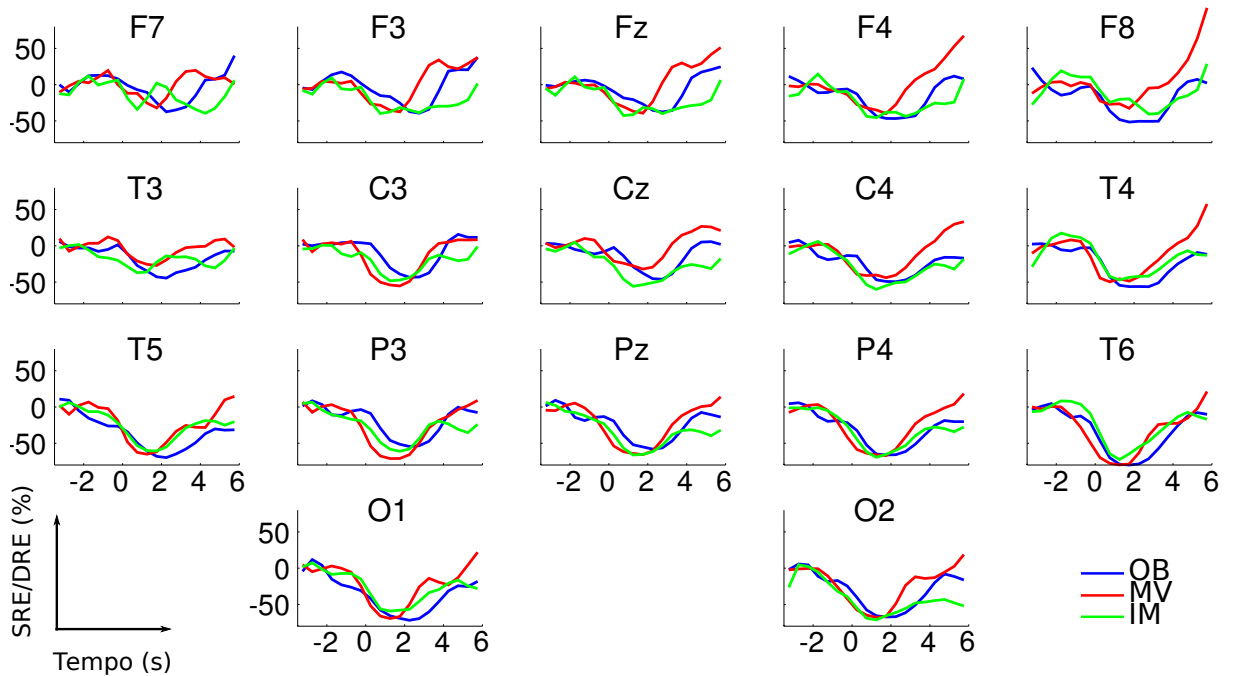


(a) Movimento FL

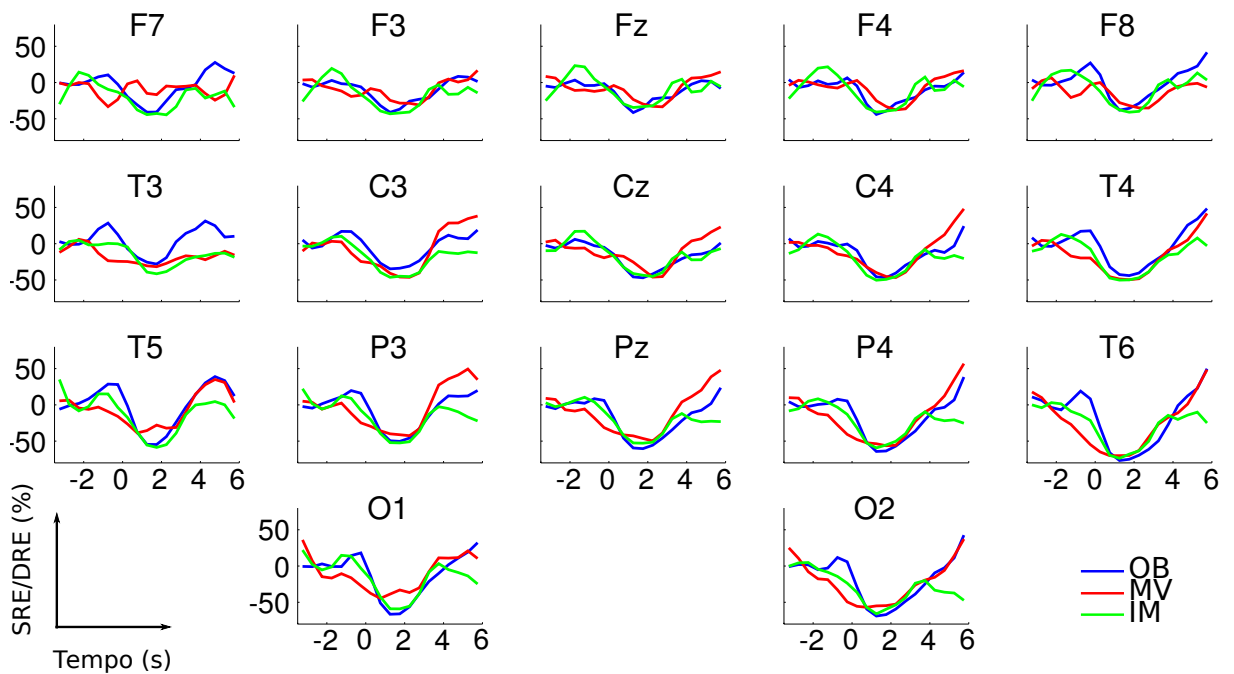


(b) Movimento EX

Figura A.6: SRE/DRE estimada para o voluntário S3 na banda beta.

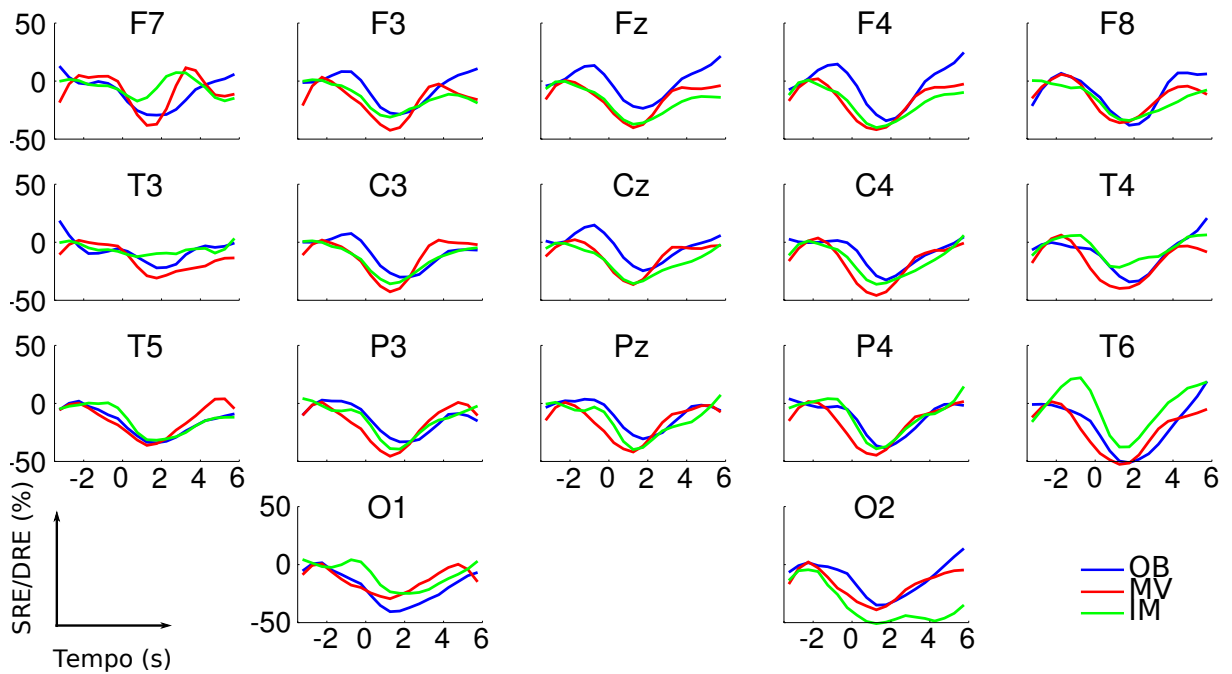


(a) Movimento FL

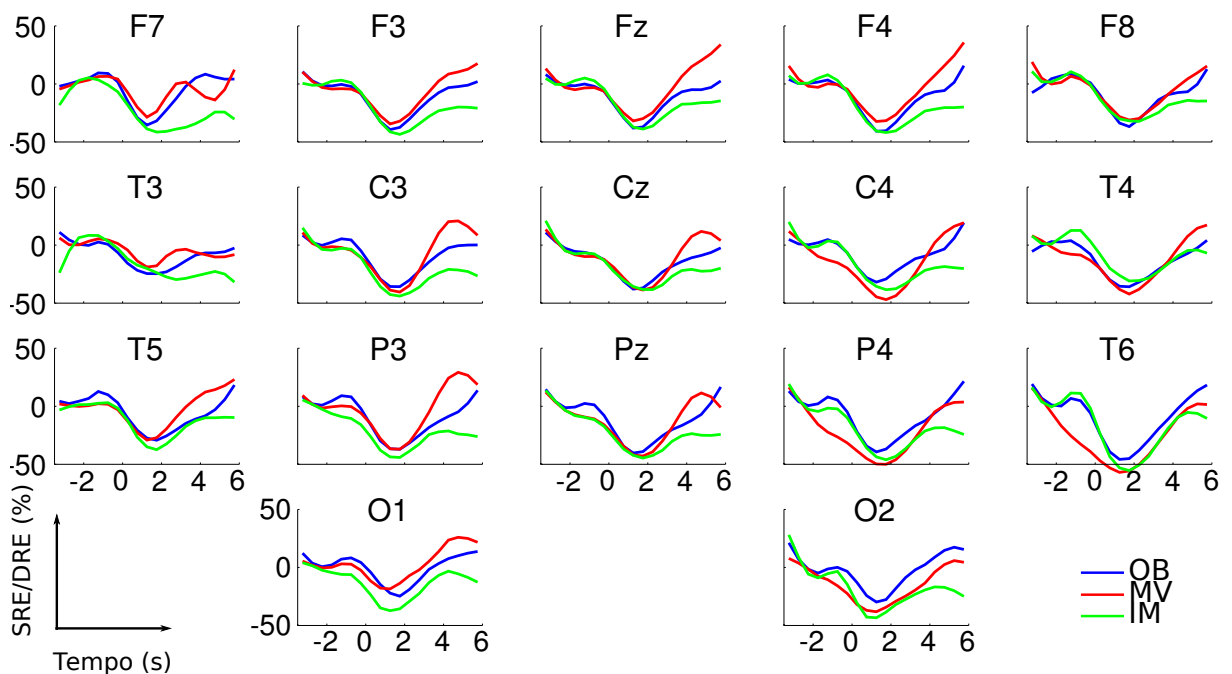


(b) Movimento EX

Figura A.7: SRE/DRE estimada para o voluntário S4 na banda alfa.

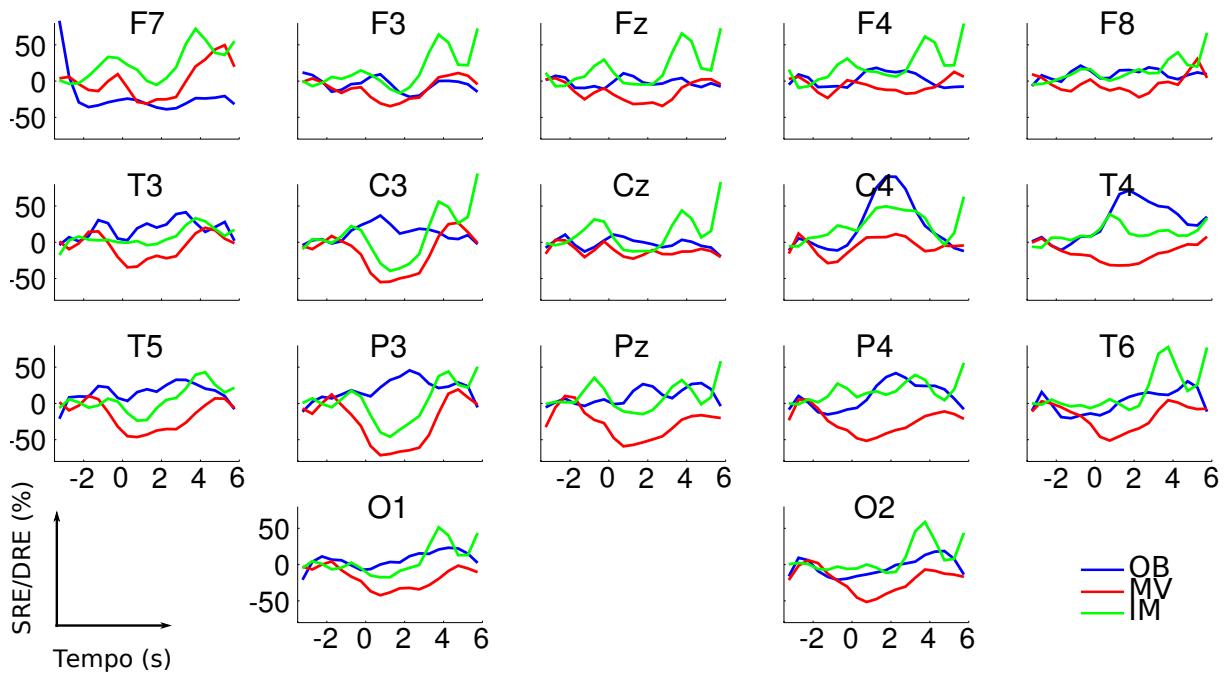


(a) Movimento FL

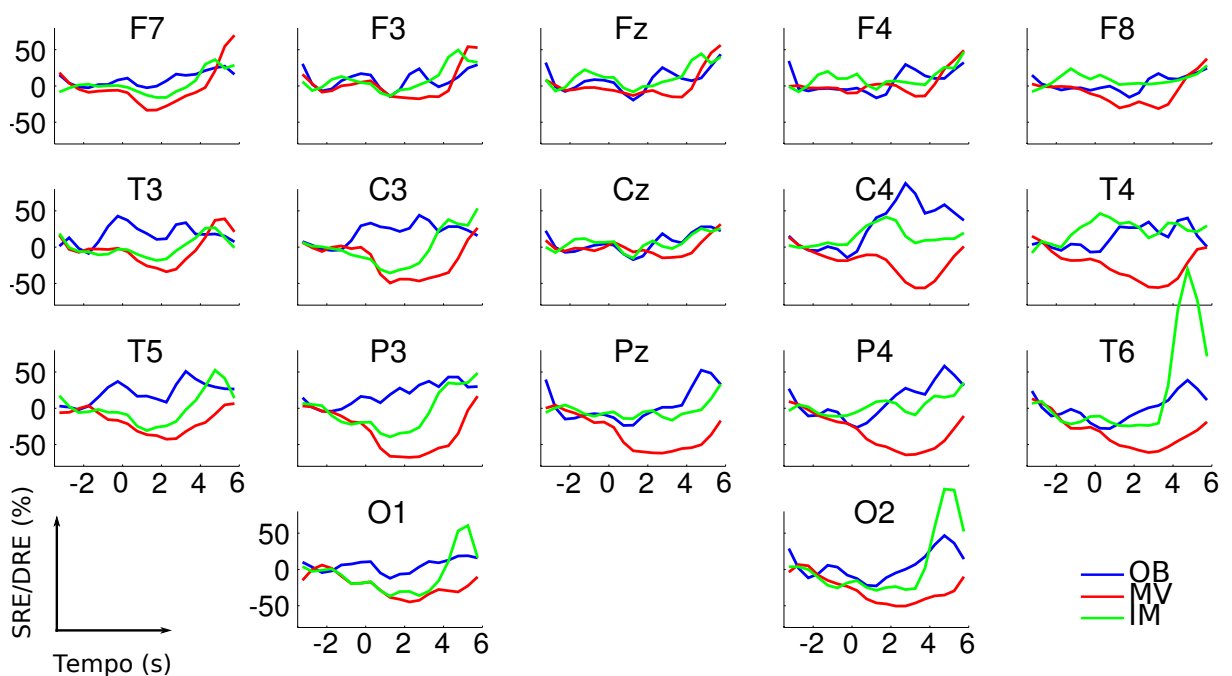


(b) Movimento EX

Figura A.8: SRE/DRE estimada para o voluntário S4 na banda beta.

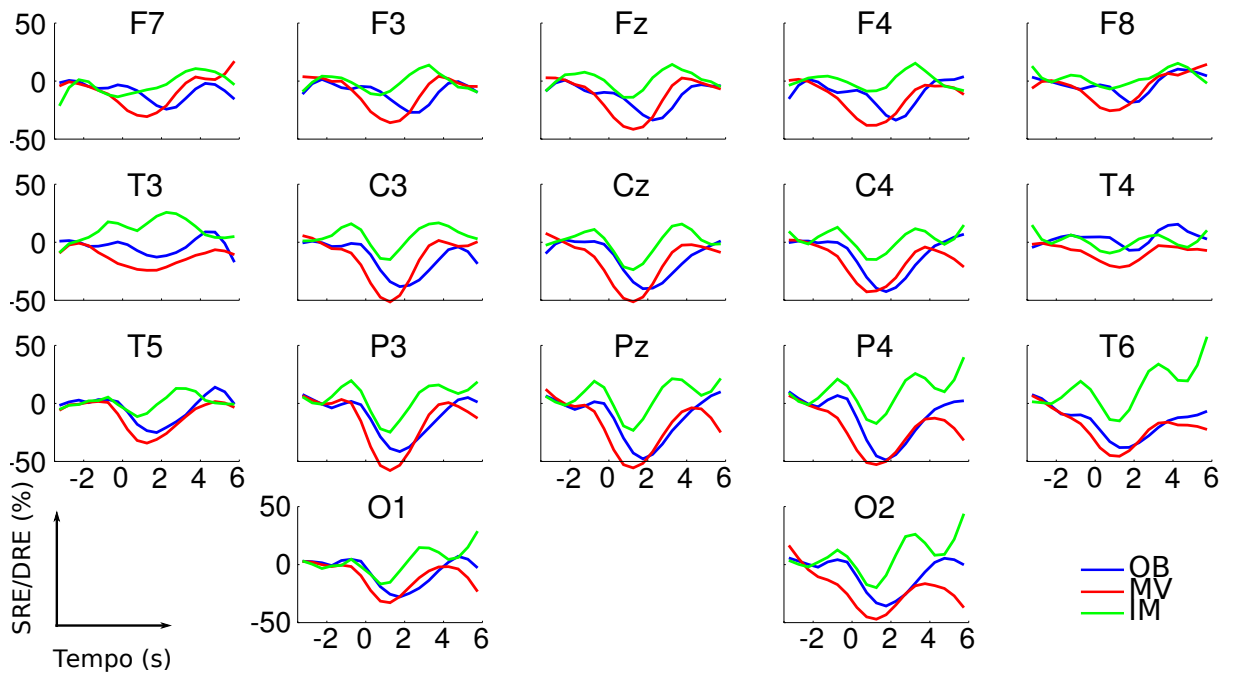


(a) Movimento FL

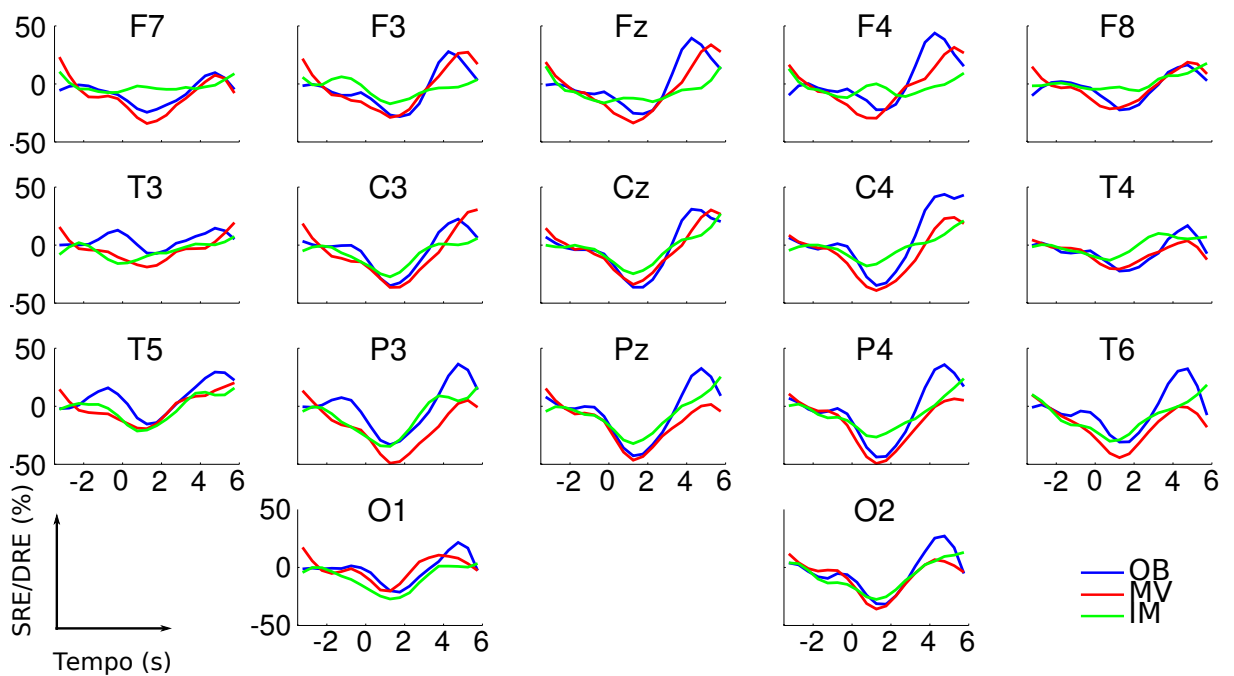


(b) Movimento EX

Figura A.9: SRE/DRE estimada para o voluntário S5 na banda alfa.

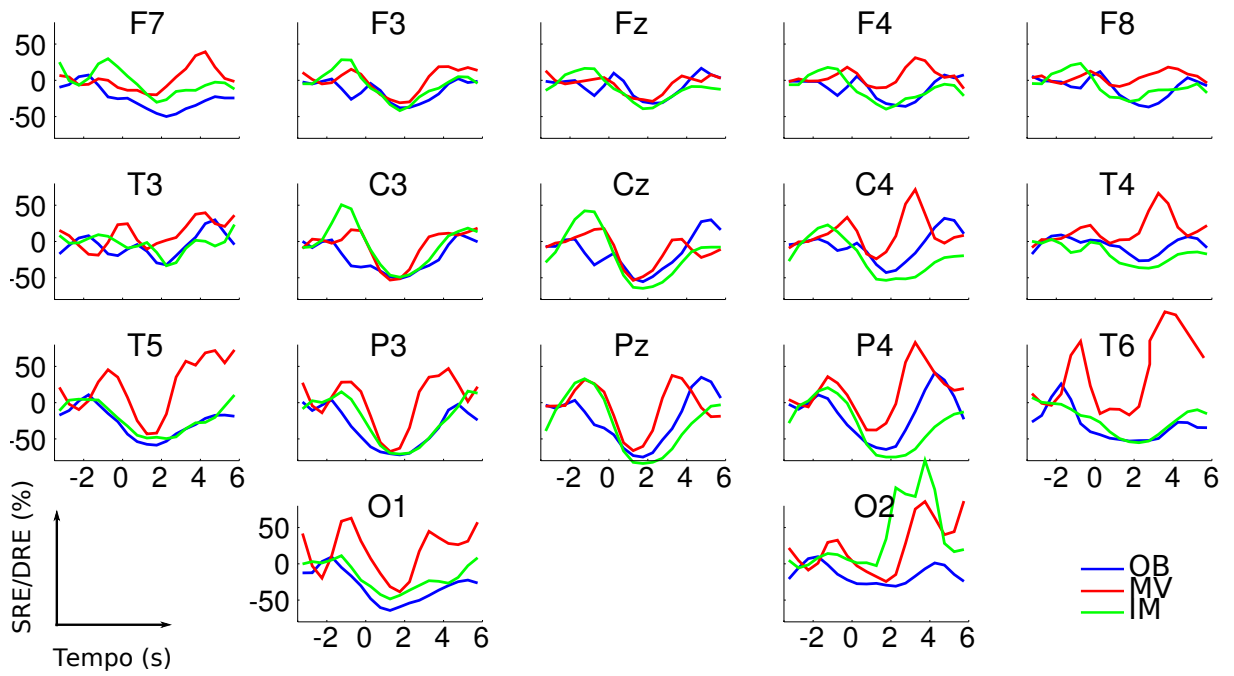


(a) Movimento FL

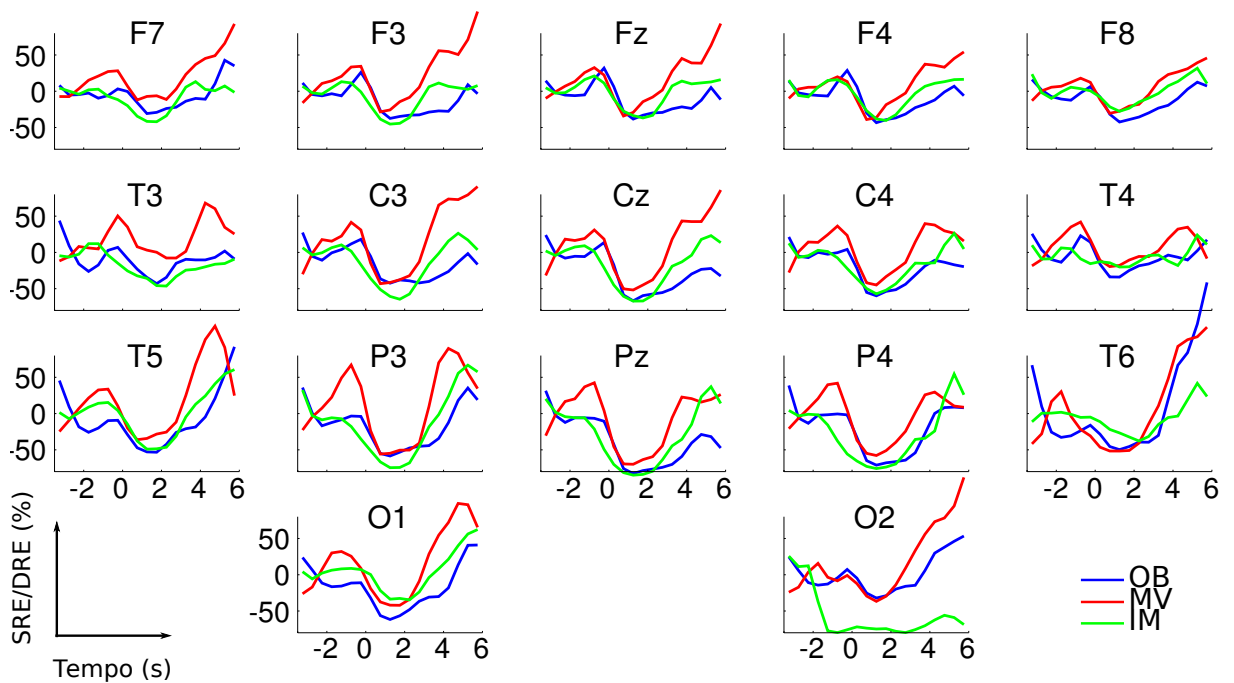


(b) Movimento EX

Figura A.10: SRE/DRE estimada para o voluntário S5 na banda beta.

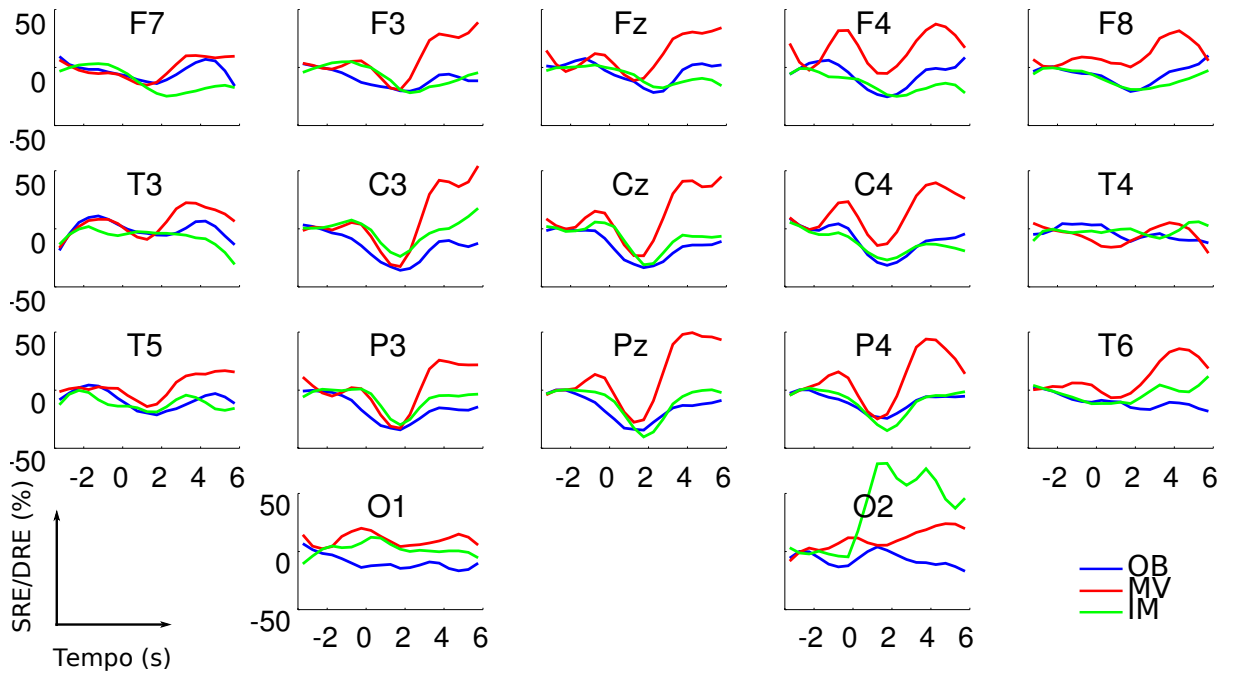


(a) Movimento FL

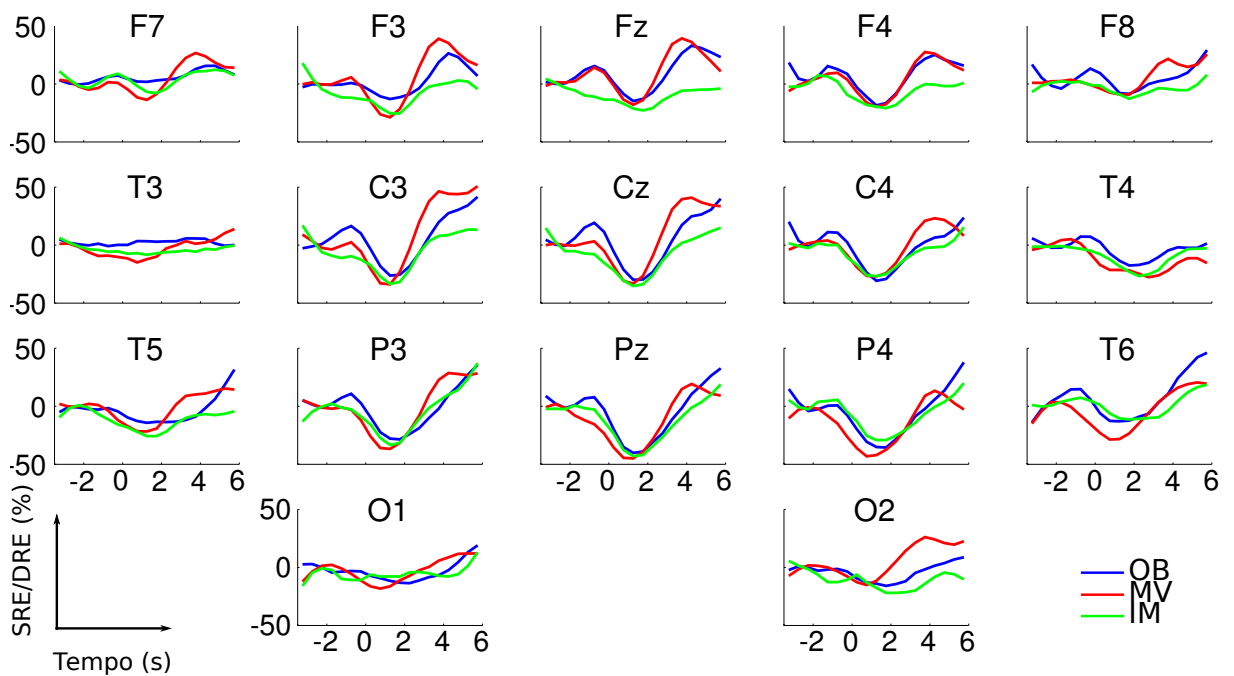


(b) Movimento EX

Figura A.11: SRE/DRE estimada para o voluntário S6 na banda alfa.



(a) Movimento FL



(b) Movimento EX

Figura A.12: SRE/DRE estimada para o voluntário S6 na banda beta.

B

Especificações e software do robô manipulador

B.1 Especificações do robô manipulador

B.1.1 Servomotor AX18

O robô manipulador AX18 (CrustCrawler Robotics, Arizona, Estados Unidos) deste projeto usa servomotores Dynamixel AX18A (Robotis, Seul, Coréia) para seu funcionamento. O servomotor AX18A (figura B.1) possui as seguintes características técnicas:

- Resolução (rotação mínima): 0.29° .
- Torque: 18 kgf.cm @12 V e 2.2 A.
- Velocidade sem carga: 97 rpm.
- Intervalo de operação: 0 - 300° .
- Tensão de alimentação: 9 - 12 V.
- Comunicação: serial assíncrona, half duplex, com 8 bits de dados, 1 bit de parada e sem paridade.
- Informação de retorno: posição, velocidade, temperatura, carga, tensão de entrada, etc.



Figura B.1: Servomotor AX18 da Robotis.

O servomotor possui um sistema microcontrolado embarcado que fornece informações do seu estado e permite seu controle. Um protocolo de comunicação serial assíncrono, e um esquema de endereçamento baseado em “IDs” de 7 bits (0-253, com 254 sendo a ID de broadcast) permite a conexão de vários servomotores em um mesmo barramento de alimentação e comunicação. A conexão dos servomotores e a ligação com o computador estão indicados na figura B.2. O conversor USB2Dynamixel transfere os pacotes seriais em TTL enviados pelos servomotores para uma porta USB (por meio de uma porta serial virtual) que permite a comunicação com um computador.

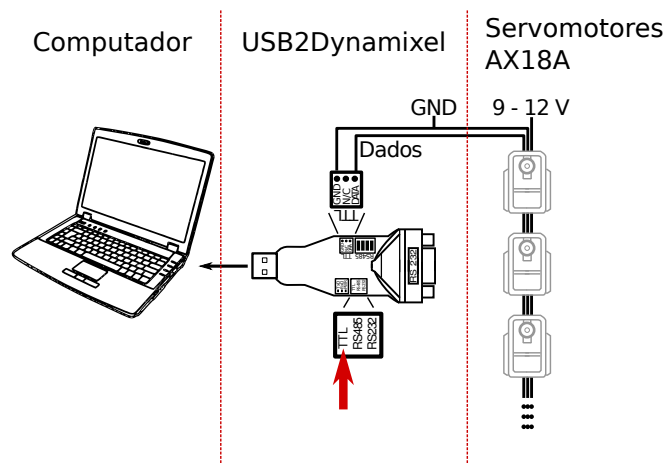
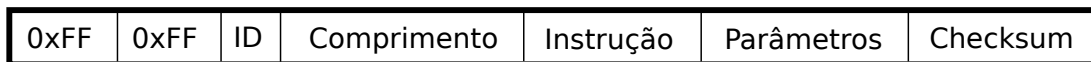


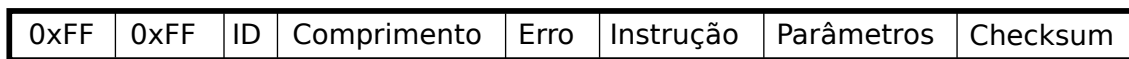
Figura B.2: Diagrama de conexão entre um computador e os servomotores AX18A.

O sistema do servomotor AX18 está composto por dois tipos de memória, uma EEPROM (não volátil) e uma RAM (volátil). A memória EEPROM contém registros armazenados, que podem ser lidos ou modificados e contém informação sobre o modelo, velocidade de comunicação, limites de intervalo de controle, etc. A memória RAM contém registros de posição, velocidade, carga, temperatura, etc. Os registros das duas memórias do servomotor podem ser escritos e/ou lidos por meio dos pacotes seriais. A estrutura dos pacotes dos servomotores é esquematizada na figura B.3. Para este projeto, foi desenvolvido o software básico de comunicação com os servomotores assim como um

software de mais alto nível para o controle do robô manipulador, na plataforma Matlab®.



(a) Pacote de instrução da Dynamixel.



(b) Pacote de estado da Dynamixel.

Figura B.3: Estrutura dos pacotes da Dynamixel.

Os servomotores têm dois tipos de pacote: de instrução e de estado. O pacote de instrução (figura B.3a) é enviado desde o computador até o servomotor, e pode ser uma instrução de leitura, escrita ou escrita no *buffer* do servomotor (sem executar a instrução). O pacote de estado, apresentado na figura B.3b, é a resposta que o servomotor envia ao computador.

O pacote de estado varia em estrutura respeito do pacote de instrução por ter um segmento “Erro”, que é um indicador de 8 bits de erro na instrução ou comunicação (o valor 0×00 indica a ausência de erros). “ID” indica o endereço do servomotor; “Comprimento” indica a soma de bytes de instrução, parâmetros e *checksum*; “Instrução” indica o tipo de instrução (leitura, escrita ou escrita no búffer); “Parâmetros” são os parâmetros da instrução que é o número de bytes, no caso de uma instrução de leitura ou valor de um registro, no caso de uma instrução de escrita; e “Checksum” é um verificador que é calculado nos dois pontos da comunicação para garantir a correta do pacote.

Maiores detalhes, documentação, software e controladores do servomotor e o conversor USB2Dynamixel podem ser encontrados no site da Robotis: <http://support.robotis.com/en/>

B.1.2 Robô manipulador AX18

O robô manipulador AX18 (CrustCrawler Robotics, Arizona, Estados Unidos) mostrado na figura B.4 possui nove servomotores AX18 em uma estrutura de alumínio. Os servomotores estão arranjados como mostra a figura B.4 e os números de 1 até 9 indicam as IDs (endereços) de cada um deles. Sete dos servomotores (ID 1 até 7) fornecem os cinco graus de liberdade do robô, enquanto que os dois restantes (ID 8 e 9) correspondem ao efetuator.

O robô é alimentado por uma fonte regulada de tensão de 9 volts e a comunicação com o computador é feita por meio do conversor USB2Dynamixel (figura B.2).

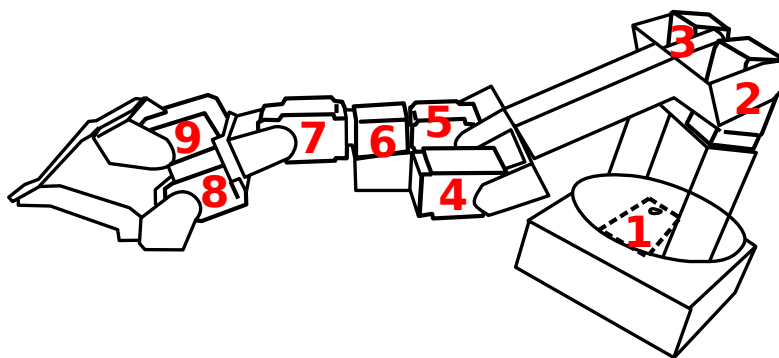


Figura B.4: Disposição dos servomotores no robô manipulador AX18. Os números indicam os IDs dos servomotores correspondentes.

B.2 Software do robô manipulador

O software do robô manipulador foi desenvolvido para trabalhar na plataforma Matlab[®]. O código desenvolvido contém a implementação do software para o controle individual dos servomotores AX18, assim como a implementação para o controle do robô manipulador.

O controle dos servomotores é feito por meio de funções de comunicação básicas que levam o prefixo “Dyn”. Essas funções são descritas a seguir.

DynAction. Executa as instruções contidas na memória do servomotor, previamente alocadas por meio da função `DynRegwrite`.

Sintaxe: `DynAction(s,id)`, com `s` sendo a porta de comunicação serial (por exemplo, `/dev/ttyUSB0` em Linux, `COM1` em Windows) e `id` o endereço do servomotor.

DynChecksum. Calcula o *checksum* para o controle de erros na transmissão dos pacotes seriais enviados aos servomotores.

Sintaxe: `c = DynChecksum(id,ln,inst,params)`, com `id` sendo o endereço do servomotor, `ln` o comprimento do pacote (em bytes), `inst` a instrução a ser enviada e `params` o conjunto de parâmetros da instrução.

DynInvPos. Calcula a posição do servomotor em radianos a partir dos bytes recebidos do servomotor.

DynLH. Função de conversão que calcula os bytes menos e mais significativos em formato binário de um número inteiro decimal.

Sintaxe: `[L H] = DynHL(p)`, com `L` e `H` sendo respectivamente os bytes menos e mais significativos, correspondentes à representação hexadecimal do inteiro decimal `p` que vai de 0 até 1023.

DynPing. Função que permite testar a conectividade com os servomotores. Envia uma instrução de ping e recebe como retorno um pacote de estado sem parâmetros quando o servomotor está conectado.

Sintaxe: `DynPing(s, id)`, com `s` sendo a porta de comunicação serial e `id` o endereço do servomotor.

DynRead. Lê bytes do registro da memória EEPROM ou RAM do servomotor.

Sintaxe: `d = DynRead(s, id, addr, n)`, com `s` sendo a porta de comunicação serial, `id` o endereço do servomotor, `addr` o número do registro inicial a ser lido e `n` o número de bytes a serem lidos a partir do registro inicial.

DynRegwrite. Escreve, sem executar, instruções nos registros do servomotor. O comando `DynAction` executa a instrução escrita pelo comando `DynRegWrite`.

Sintaxe: `DynRegWrite(s, id, addr, params)`, com `s` sendo a porta de comunicação serial, `id` o endereço do servomotor, `addr` o registro da instrução e `params` a lista de parâmetros a serem escritos.

DynSyncwrite. Envia uma mesma instrução a vários servomotores.

Sintaxe: `DynRegWrite(s, id, addr, params)`, com `s` sendo a porta de comunicação serial, `id` um vetor com os endereços dos servomotores, `addr` o registro da instrução e `params` a lista de parâmetros a serem escritos, ordenados de acordo a cada servomotor como indicado no vetor de endereços `id`.

DynWrite. Executa instruções nos registros do servomotor.

Sintaxe: `DynWrite(s, id, addr, params)`, com `s` sendo a porta de comunicação serial, `id` o endereço do servomotor, `addr` o registro da instrução e `params` a lista de parâmetros a serem executados.

Para o controle do robô manipulador AX18 uma classe foi desenvolvida na plataforma Matlab®. A classe `AX18` é definida pelas propriedades `device` (porta serial de comunicação, cujo valor predefinido é `/dev/ttyUSB0`) e `port` (define uma porta serial com velocidade de 1000000 bps).

Os métodos `AX18` da classe fornecem a funcionalidade ao robô manipulador:

AX18. Define a classe do robô manipulador `AX18`.

Sintaxe: `Robo = AX18(dev)`, com `Robo` sendo o objeto correspondente ao robô manipulador e `dev` a porta comunicação a ser usada, que deve ser fornecida como uma cadeia de caracteres (por exemplo, `Robo = AX18('COM1')`, para definir a porta `COM1` para a comunicação serial sob o sistema operacional Windows). `Robo = AX18` define o objeto `Robo` com a porta de comunicação predefinida `/dev/ttyUSB0`.

Start. Inicia a comunicação com o robô manipulador.

Sintaxe: `Robo.start`

Stop. Termina a comunicação com o robô manipulador.

Sintaxe: `Robo.stop`

Delete. Termina a comunicação com o robô manipulador e elimina o objeto criado por meio do comando AX18.

Sintaxe: `Robo.delete`

Joint. Posiciona uma junta do robô manipulador.

Sintaxe: `Robo.joint(j,p,v)`, com `j` sendo a junta, `p` a posição em radianos e `v` a velocidade em porcentagem da total, de aproximadamente 97 rpm.

Getjoints. Retorna a posição das juntas do robô manipulador como um vetor de cinco elementos.

Sintaxe: `J = Robo.getjoints`, retorna o vetor `J` de posições das juntas do robô manipulador.

Temperature. Retorna a temperatura dos servomotores e/ou define o limite de temperatura de operação dos servomotores do robô manipulador.

Sintaxe: `T = Robo.temperature`, retorna um vetor `T` de nove elementos correspondendo a cada um dos servomotores do robô manipulador.

`Robo.temperature(t)` define a temperatura máxima de operação dos servomotores em `t` graus Celsius (valor predefinido: 75 °C).

Baudrate. Indica a velocidade de comunicação dos servomotores do robô manipulador (versões futuras visam incluir um comando para modificar a velocidade da comunicação).

Sintaxe: `Robo.baudrate`

Delay. Indica e/ou modifica o tempo de espera entre o envio de um pacote desde o computador e a resposta com um pacote de estado proveniente do servomotor.

Sintaxe: `Robo.delay` indica o tempo de espera em microssegundos.

`Robo.delay(t)` estabelece o tempo de espera em $2t$ microssegundos, com `t` sendo um número inteiro entre 0 e 254 (valor predefinido de $t = 250$).

Load. Indica a carga e sua direção (no sentido horário, valor negativo, ou anti-horário, valor positivo) agindo sobre cada um dos servomotores do robô manipulador, em porcentagem da total. Se um parâmetro é fornecido, a carga máxima é estabelecida nesse valor.

Sintaxe: `Robo.load` indica a carga e sua direção em cada um dos servomotores.

`C = Robo.load` salva as cargas em um vetor com 9 valores correspondentes à porcentagem de carga presente em cada um dos servomotores.

`Robo.load(ld)` estabelece a carga máxima em `ld` por cento da total do servomotor.

Voltage. Indica a tensão de alimentação presente nos servomotores. O comando pode ser usado também para definir o intervalo de tensão de operação para os servomotores

do robô manipulador.

Sintaxe: `Robo.voltage` indica a tensão e intervalo de tensão de operação dos servomotores do robô manipulador.

`Robo.voltage(min,max)` estabelece o intervalo de tensão de operação do manipulador de `min` até `max` volts (limites: 0 a 15 volts).

Grip. Comanda a abertura da pinça do robô manipulador entre 0 (completamente fechada) e 1 (completamente aberta).

Sintaxe: `Robo.grip(ap)`, abre a pinça do manipulador em $ap \times 100\%$.

Compliance. Define um ângulo de “soltura” no controle dos servomotores.

Sintaxe: `Robo.compliance(g)` define a tolerância `g` em graus dos servomotores do robô manipulador.

Moving. Indica se o manipulador está se movimentando (valor 1) ou não (valor 0).

Sintaxe: `m = Robo.moving`.

Várias outras funções de configuração dos servomotores podem ser definidas para a classe do robô manipulador AX18, e ficam para desenvolvimentos futuros.